

# **Auslegung, Konstruktion und Aufbau eines adaptierbaren Pumpsystems für die Perfusion von Ultraschallphantomen**

## **Diplomarbeit**

Djahe Katz



## DIPLOMARBEIT

# AUSLEGUNG, KONSTRUKTION UND AUFBAU EINES ADAPTIERBAREN PUMPSYSTEMS FÜR DIE PERFUSION VON ULTRASCHALLPHANTOMEN

Freigabe:

Der Bearbeiter:

Unterschriften

Djahe Katz




Betreuer:

Dr.-Ing. Bernhard Kübler

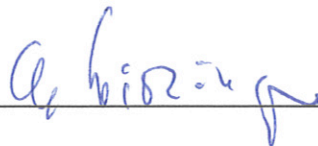


Dipl.-Ing. (FH) Ruben Bärenweiler



Der Institutsdirektor

Prof. Dr. G. Hirzinger



Dieser Bericht enthält 72 Seiten, 38 Abbildungen und 5 Tabellen



**UNIVERSITÄT STUTTGART**

**INSTITUT FÜR BIOMEDIZINISCHE TECHNIK**

**Prof. Dr. rer. nat. J. Nagel**

**D I P L O M A R B E I T**

**Djahe Katz**

**Auslegung, Konstruktion und Aufbau eines adaptierbaren  
Pumpsystems für die Perfusion von Ultraschallphantomen**

Beginn der Arbeit: 01.12.2010

Abgabe der Arbeit: 10.06.2011

Betreuer: Dipl.-Ing. (FH) Ruben Bärenweiler, Dr.-Ing. Bernhard Kübler

## **Thema für Diplomarbeit**

### **"Auslegung, Konstruktion und Aufbau eines adaptierbaren Pumpsystems für die Perfusion von Ultraschallphantomen"**

#### **Projektbeschreibung**

In der minimal invasiven Chirurgie ist ein Trend erkennbar, hin zu telemanipulierten, roboter-gestützten Lösungen. Das DLR-Institut für Robotik und Mechatronik hat hierzu bereits ein neuartiges Chirurgierobotersystem vorgestellt. Ein Erasten von Strukturen mit der Hand des Chirurgen ist jedoch durch die prinzipbedingte räumliche Trennung von Operateur und Patient nicht möglich. Zur Rückkopplung wichtiger taktiler Eindrücke an den Chirurgen wurde deshalb ein ultraschallbasiertes Instrument entwickelt. Zum Test dieses Instrumentes soll nunmehr eine standardisierte Umgebung geschaffen werden.

#### **Aufgabenstellung**

Es soll ein Niederfluss-Pumpsystem aufgebaut werden, das ein Ultraschallphantom mit einstellbaren Flussprofilen perfundiert. Wesentliche Komponenten des Systems sind Niederfluss-Pumpe, -Flusssensor, schallisoliertes Gehäuse, Reservoir, Bedienelement, Schlauchsystem mit Armaturen und Elektronik. Grundaufgabe ist Konzeptionierung, Auslegung und speziell die Auswahl, ggf. Konstruktion, der erforderlichen Bauteile sowie Aufbau, Programmierung, Inbetriebnahme und erste Tests des Gesamtsystems an geeigneten Ultraschallphantomen.

Aus der Literatur sind für den Anwendungszweck geeignete Flussprofile auszuwählen, die zu begründen und mit dem System nachzubilden sind. Hierzu ist die Ansteuerung des Systems auszulegen und zu implementieren. Die Flussprofile sind mit dem Flusssensor zu überprüfen und für einfache Fälle (z.B. Konstantfluss) ist eine Regelung aufzubauen.

#### **Anforderungen an den Studenten**

- Abgeschlossenes Vordiplom im Studiengang Maschinenwesen, Elektrotechnik oder Mechatronik
- Kenntnisse im technischen Zeichnen
- Grundkenntnisse in der Programmierung in C
- Grundkenntnisse im Bereich Signalverarbeitung

#### **Zeitraumen**

Die beschriebene Aufgabenstellung umfasst einen zeitlichen Rahmen von 6 Monaten Vollzeitarbeit und kann ab sofort begonnen werden.

#### **Betreuer**

Dipl.-Ing. Ruben Bärenweiler (Tel.: 08153 / 28-1343, E-Mail: [Ruben.Baerenweiler@dlr.de](mailto:Ruben.Baerenweiler@dlr.de))

Dipl.-Ing. Bernhard Kübler (Tel.: 08153 / 28-2455, E-Mail: [Bernhard.Kuebler@dlr.de](mailto:Bernhard.Kuebler@dlr.de))

Erklärung über die selbstständige Bearbeitung und verwendete Hilfsmittel.

Ich versichere hiermit, dass ich zur Anfertigung vorliegender Arbeit keine fremde Hilfe in Anspruch genommen habe und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen verwendet habe.

Stuttgart, den 9. Juni 2011



## **Zusammenfassung**

Die Entwicklung von der minimal invasiven Chirurgie (MIC) hin zu robotergestützten Lösungen besitzt durch die kleinen Hautschnitte sowie durch die vollständige Entkopplung zwischen Patient und Chirurg viele Vorteile. Allerdings ist das Fehlen der haptischen Eindrücke in der MIC ein Nachteil. Deshalb wurde am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) als Teillösung ein Ultraschallsensor entwickelt, der verdeckte, oberflächennahe Gefäße von Organen detektieren kann. Zur Parametrisierung und Validierung dieses Sensors soll eine standardisierte Prüfumgebung in Form eines Pumpsystems entwickelt werden, in der Ultraschallphantome pulsatil perfundiert werden können.

Hierfür wurde ein Pumpsystem mit folgenden Komponenten konzeptioniert, entwickelt und aufgebaut: Pumpe, Durchflussmesser, Reservoir, Schlauchsystem, Ultraschallphantom, schallisoliertes Gehäuse sowie Ansteuerungs- und Bedieneinheit. Über ein im Gehäusedeckel integriertes Touch-Display ist eine intuitive Bedienung des Systems sowie das Verfolgen der Messwerte in Echtzeit möglich. Für zukünftige Ultraschallphantome, die mit dem System perfundiert werden sollen, wurden Schnellkupplungen angebracht, mit denen ein Wechseln der Phantome einfach und schnell erfolgen kann.

Das System unterstützt konstante, sinusförmige sowie vier unterschiedliche, physiologische Flussprofile. Die physiologischen Flussprofile wurden aus der Literatur entnommen und können altersspezifisch für periphere und proximale Gefäßabschnitte ausgewählt werden. Die dynamischen Verläufe sind in ihrer Amplitude frei wählbar und für die Periodendauer sind jeweils drei Zeiten auswählbar.

Aufgrund der hohen Dämpfung im System muss eine Regelung für das System implementiert werden. Dafür wurde ein Regler in Matlab/SIMULINK ausgelegt sowie simuliert und anschließend auf das Pumpsystem übertragen. Mit dieser Regelung ist es möglich, auf große Sollwertänderungen zu reagieren und das gewünschte Profil nachzubilden.

Zur Funktions- und Qualitätsprüfung des Systems wurde mit einem standardisierten Ultraschall-Doppler-System eine Vergleichsmessung durchgeführt, die das gestellte Flussprofil in der Messstrecke bestätigte.

**Schlüsselwörter:** Ultraschallphantom, Pumpsystem, pulsatile Perfusion, Regelung, Mikrocontroller

## **Abstract**

### **Dimensioning, design and construction of an adaptable pumping system for the perfusion of ultrasound phantoms**

The trends from minimally invasive surgery (MIS) to robot-assisted solutions yield many advantages due to small incisions and the complete decoupling of patient and surgeon. On the other hand a disadvantage of MIS is the lack of haptic feedback. Therefore, an ultrasonic sensor as a partial solution was developed at the German Aerospace Center (DLR), capable of detecting hidden, subsurficial vessels of organs. To parameterize and validate the sensor a standardized test environment in form of a pumping system has to be developed for pulsatile perfusion of ultrasound phantoms.

The concept, design and realization of the pumping system includes the following components: pump, flow meter, reservoir, tubing, ultrasound phantom, sound-insulated housing, as well as actuation and control unit. A touch screen integrated in the housing cover promotes intuitive system operation and monitoring of realtime measured values. To perfuse future ultrasound phantoms, standardized tubing connectors were attached to the system allowing simple and prompt change of phantoms.

The system supports constant, sinusoidal, and four different physiological flow profiles. The physiological flow profiles were taken from literature and can be selected according to age as well as to peripheral and proximal vessel segments. The dynamic profiles' amplitudes can arbitrarily be chosen and for the duration of each period three durations can be selected.

Due to high damping in the system, control structures has to be implemented. Therefore, a closed-loop control circuit was designed and simulated in Matlab/SIMULINK and transferred to the pumping system. With this control, it is possible to respond to large setpoint changes and recreate the desired profile.

To test the function and quality of the pumping system a comparative measurement with a standardized ultrasound doppler system was conducted, which confirmed the set flow profile in the measured distance.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b>	<b>11</b>
2.1	Das kardiovaskuläre System . . . . .	11
2.1.1	Der Blutkreislauf . . . . .	11
2.1.2	Strömungsbedingungen . . . . .	13
2.1.3	Hämodynamik der Blutgefäße . . . . .	15
2.2	Blutflussmessung mit dem Ultraschall-Doppler-Verfahren . . . . .	16
2.3	Grundlagen der Regelungstechnik . . . . .	17
2.3.1	Die Regelstrecke . . . . .	18
2.3.2	Das Regelglied . . . . .	19
<b>3</b>	<b>Stand der Technik</b>	<b>23</b>
3.1	Existierende Pumpsysteme . . . . .	23
3.2	Entwicklungsstand am DLR . . . . .	24
<b>4</b>	<b>Entwicklung eines adaptierbaren Pumpsystems</b>	<b>26</b>
4.1	Hardware . . . . .	27
4.1.1	Niederflussspumpe . . . . .	27
4.1.2	Durchflussmesser . . . . .	28
4.1.3	Reservoir . . . . .	29
4.1.4	Schlauchsystem . . . . .	31
4.1.5	Ultraschallphantom . . . . .	31
4.1.6	Schallisoliertes Gehäuse . . . . .	33
4.1.7	Ansteuerung und Bedienung des Pumpsystems . . . . .	34
4.1.8	Aufbau des Pumpsystems . . . . .	35
4.2	Software . . . . .	38
4.2.1	Generierung der Flussprofile . . . . .	38
4.2.2	Reglerauslegung . . . . .	45
4.2.3	Kommunikation zwischen Display und Mikrocontroller . . . . .	52



<b>5 Inbetriebnahme des Pumpsystems</b>	<b>54</b>
<b>6 Zusammenfassung und Ausblick</b>	<b>61</b>
<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>63</b>
<b>Anhang A</b>	<b>65</b>
<b>Anhang B</b>	<b>68</b>

# 1 Einleitung

Operative Eingriffe in einen Organismus zerstören gewöhnlich neben dem erkrankten auch gesundes Gewebe. Zudem sind mit solchen Eingriffen gewisse Risiken, wie beispielsweise Infektionen, verbunden [1, S. 86]. Bei der offenen Operationsmethode ist die Belastung für den Körper besonders hoch. Für eine freie Sicht und ein gutes Erreichen des zu behandelnden Organs ist das vergleichsweise weiträumige Öffnen des Körpers erforderlich [1, S. 92]. Dabei sind große Hautschnitte oder beispielsweise im Speziellen bei Herzoperationen das Durchtrennen des Sternums erforderlich [1, S. 291].

Ende des 20. Jahrhunderts rückte die Minimierung dieses Eingriffstraumas in den Fokus. Anfang der 1990er Jahre etablierte sich die minimal-invasive Chirurgie (MIC) [2, S. 1121]. Dabei werden durch natürliche Körperöffnungen oder durch kleine Hautschnitte Endoskope, die je nach Verwendung mit einer Kamera oder einem Werkzeug versehen sind, in den Körper eingeführt. Durch die kleinen Hautschnitte ist diese Technologie weitaus weniger belastend für den Patienten [1, S. 93]. Ein Vorteil für den Patienten besteht vor allem in dem geringeren Trauma bei der Operation, was zu einer Verringerung des Blutverlustes und des Infektionsrisikos führt. Des Weiteren sind die postoperativen Schmerzen herabgesetzt und es resultieren kürzere Liegezeiten im Krankenhaus und kürzere Rehabilitationszeiten. Neben der Schmerzreduktion und der kürzeren Rekonvaleszenz ist der ästhetische Aspekt zu erwähnen: Durch die kleinen Hautschnitte kommt es zu einer deutlich geringeren Narbenbildung.

Im Gegensatz zu den vielen Vorteilen für den Patienten birgt die minimal-invasive Chirurgie einige Schwierigkeiten für den Operateur. Zum einen sind die Freiheitsgrade der Endoskope eingeschränkt, da die Instrumente nur durch eine kleine Öffnung durch die Haut geführt werden. Das Operieren um diesen invarianten Drehpunkt ist kompliziert und benötigt eine lange Einarbeitungszeit [1, S. 92]. Die direkte Auge-Hand-Koordination geht dadurch im Gegensatz zur offenen Chirurgie verloren. Zum anderen ist der Einblick auf das Operationsfeld nur über einen Monitor möglich, was zu Orientierungsschwierigkeiten des Arztes während der Operation führen kann [3, S. 3]. Zudem können gewisse Farbverfälschungen bei der Bildübertragung am Monitor auftreten, die zu Fehleinschätzungen von erkranktem Gewebe führen können. Weiterhin ist im Allgemeinen lediglich eine 2D-Sicht möglich. Für eine 3D-Darstellung sind zusätzliche Hilfsmittel, wie spezielle Brillen, nötig [1, S. 93].

Ein weiterer Nachteil ist, dass der Operateur keinen haptischen Eindruck von dem zu untersuchenden Gewebe erhält. Die Palpation eines Gewebes oder Organs kann helfen, um beispielsweise von Verhärtungen auf Tumore schließen zu können oder verdeckte Gefäße aufzufinden. Diese Lokalisierung verringert die Gefahr, Gefäße zu durchtrennen und hilft dabei, Bypass-Anastomosestellen leichter ausfindig zu machen.

Bislang kann in der MIC zumindest optisch, anhand der Deformation des Gewebes oder anhand der am Instrument entstehenden Kräfte, abgeschätzt werden, welche Kräfte am manipulierten Gewebe auftreten. Allerdings gibt es noch kein kommerzielles System, das die entstehenden Kräfte erfassen und an den Chirurgen zurückgeben kann [1, S. 391]. Darüber hinaus können verdeckte Arterien mit Sensoren, die zur Messung der Gewebefestigkeit ausgelegt sind, häufig nur unzureichend erkannt werden.

Durch die robotergestützte Chirurgie kann bei vielen dieser Schwierigkeiten eine Verbesserung erzielt werden. Durch die Verwendung von Robotersystemen als Schnittstelle zwischen Patient und Chirurg kann der Operateur beispielsweise die Auge-Hand-Koordination wiedererlangen. Allerdings ist das Fehlen der haptischen Eindrücke auch hier ein großes Problem, die beispielsweise besonders für das Auffinden von verdeckten Gefäßen wichtig sind.

Deshalb wurde am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) ein Ultraschallsensor entwickelt, der verdeckte, oberflächennahe Gefäße von Organen über hochfrequente Ultraschallwellen detektieren kann. Da dieser Sensor für eine Validierung getestet und parametrisiert werden muss, soll eine standardisierte Prüfumgebung in Form eines Pumpsystems geschaffen werden, in der Ultraschallphantome pulsatil perfundiert werden können. Hierfür soll eine Ansteuerung für eine Pumpe ausgelegt und implementiert werden, die ein Ultraschallphantom mit einem definierten Flussprofil perfundieren kann. Mithilfe eines Durchflussmessers soll der vorgegebene Fluss überprüft werden und gegebenenfalls durch eine Regelung korrigiert werden. Grundaufgaben sind die Konzeptionierung, Auslegung und die Auswahl beziehungsweise Konstruktion der erforderlichen Bauteile sowie der Aufbau, die Programmierung und die Inbetriebnahme des Systems. Zur Funktions- und Qualitätsprüfung wurde eine Vergleichsmessung mit einem standardisierten Ultraschall-Doppler-Messgerät durchgeführt.

Nach einer Einführung in die Grundlagen in Kapitel 2 wird der aktuelle Stand der Technik in Kapitel 3 analysiert und beschrieben. Anschließend werden in Kapitel 4.1 die für den Versuchsaufbau erforderlichen Komponenten ausgewählt und beschrieben. Daraufhin wird die Programmie-



rung des Systems in Kapitel 4.2 sowie die Bedienung des Prüfstandes in Kapitel 5 vorgestellt. Zuletzt wird in Kapitel 6 eine Zusammenfassung und ein Ausblick gegeben.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Das kardiovaskuläre System

#### 2.1.1 Der Blutkreislauf

Das Herz, ein hohlräumiger Muskel, fungiert im Blutkreislauf als Pumpe, die eine gerichtete Blutströmung erzeugt und den Blutstrom aufrechterhält [6, S. 13].

Das Pumpprinzip sowie die Pumpleistung des Herzens wird bei Betrachtung des Herzzykluses deutlich. Der Herzzyklus besteht aus zwei Hauptphasen, der Kontraktionsphase, auch Systole genannt, und der Erschlaffungsphase, der Diastole. Die Systole lässt sich nochmals in die Anspannungs- und Austreibungsphase, die Diastole in die anschließende Entspannungs- und Füllungsphase einteilen. Durch diese vier Phasen entsteht ein schubweiser Auswurf des Herzens, was zu einem pulsierenden Druckverlauf führt [5, S. 594 f.].

Die Schlagfrequenz des Herzens beträgt etwa 60 bis 80 Schläge pro Minute [6, S. 15]. Dabei wirft das Herz pro Zyklus ein gewisses Blutvolumen aus, das so genannte Schlagvolumen. Die Förderleistung des Herzens wird Herzzeitvolumen ( $HZV$ ) genannt und ist definiert durch das Produkt von Schlagvolumen ( $SV$ ) und Herzfrequenz ( $HF$ ) und beträgt bei einem Erwachsenen in Ruhe etwa  $5 \frac{l}{min}$  [5, S. 600, S. 630].

$$HZV = SV \cdot HF \quad (2.1)$$

Direkt nach der Austreibungsphase des Herzens kommt es in der Aorta beispielsweise durch die Massenträgheit des Blutes und dem peripheren Gefäßwiderstand zu einem lokalen Druckanstieg. Daraus resultiert eine Dehnung der Gefäßwand und ein Teil des Blutvolumens wird in dem Gefäßabschnitt gespeichert [4, S. 317].

Durch diesen so genannten Windkessелеffekt, siehe Abbildung 2.1, wird eine gleichmäßigere Blutströmung erzielt [6, S. 28 f.].

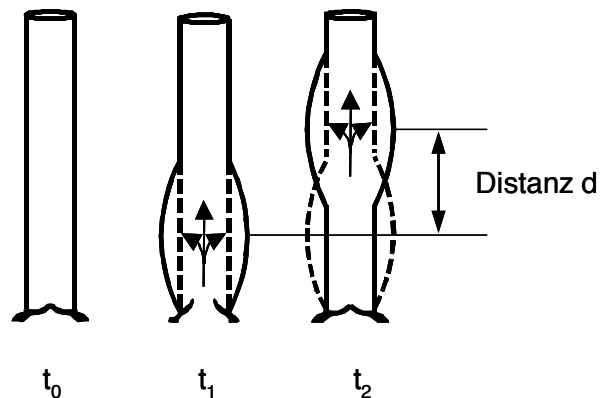


Abbildung 2.1: Windkesselfunktion eines elastischen Gefäßabschnittes [6, S. 28].

Dieser Effekt hängt maßgeblich von der Compliance ( $C$ ) der Gefäße ab, die aus dem Quotienten der Volumenänderung ( $\Delta V$ ) und der Differenz zwischen extravasalen und intravasalen Gefäßdruck, die dem transmuralen Druck ( $\Delta P_{tm}$ ) entspricht, berechnet wird [4, S. 157].

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P_{tm}} \quad (2.2)$$

Eine gute Compliance ermöglicht das schnellere Auswerfen des Schlagvolumens und den langsameren Anstieg des systolischen Druckes. Eine Verschlechterung der Compliance ist beispielsweise altersbedingt oder resultiert aus einer Veränderung der Dehnbarkeit der Gefäße [4, S. 316 ff.]. Die gespeicherte Energie in der Gefäßwand durch den Windkesselleffekt wird zu einem Teil wieder an den Blutstrom gegeben und zum anderen Teil an die Gefäßwände, die eine Pulswelle generieren. Diese Druckwelle breitet sich unabhängig vom Blutfluss über die Gefäßwände aus [5, S. 624]. Bei einem jungen Menschen beträgt die Pulswellengeschwindigkeit in der Aorta etwa  $4 - 6 \frac{m}{s}$  und in der Peripherie etwa  $7 - 10 \frac{m}{s}$ . Je weiter die Pulswelle vom Herzen entfernt ist, desto höher wird ihre Geschwindigkeit [5, S. 627]. Die Flussgeschwindigkeit hingegen besitzt ihr Maximum in der Aorta und nimmt mit zunehmendem Abstand zum Herzen ab. Die Spitzengeschwindigkeit beträgt in der Aorta etwa  $1 \frac{m}{s}$ .

Die örtlich registrierbare Änderung der Strömungsgeschwindigkeit wird als Flusspuls, die Änderung des Druckes als Druckpuls bezeichnet.

Der Druck- sowie der Flusspuls sind in Abbildung 2.2 dargestellt.



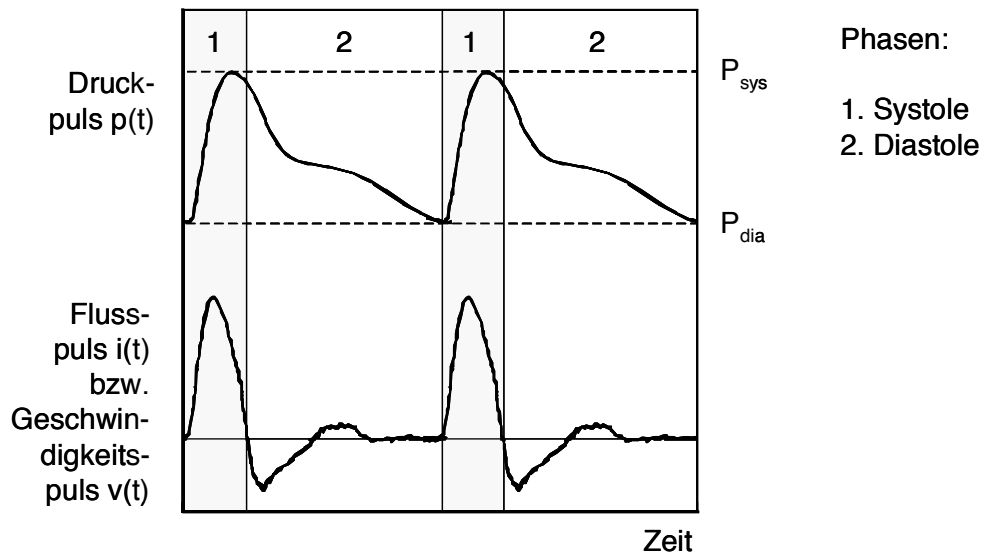


Abbildung 2.2: Druck- und Flusspuls im aortanahen, arteriellen Gefäßsystem [6, S. 30].

Der Druckpuls steigt zu einem Maximum, dem so genannten systolischen Blutdruck  $P_{sys}$ , an. Nach der Systole fällt der Blutdruck wieder ab. Das zweite Maximum in der diastolischen Phase, der diastolische Blutdruck  $P_{dia}$ , ergibt sich aus der Superposition von zurücklaufenden Pulswellenreflexionen [6, S. 30]. Mit wachsender Entfernung vom Herzen nimmt der systolische Druck zu, der diastolische Blutdruck hingegen ab. Dadurch kommt es zu einer deutlichen Vergrößerung der Druckamplitude [6, S. 31].

Der Flusspuls wird nur in aortanahen Arterien kurzzeitig negativ, in herzfernen Gefäßen fällt der Fluss nicht mehr in den negativen Bereich. Zudem nimmt die Amplitude mit zunehmender Entfernung zum Herzen kontinuierlich ab, so dass ein flacheres Profil resultiert [6, S. 29]. Zurücklaufende Wellenstromstärken subtrahieren sich beim Flusspuls, weswegen sie im Vergleich zum Druckpuls einen unterschiedlichen Kurvenverlauf aufweisen [5, S. 625].

### 2.1.2 Strömungsbedingungen

Wie das Blut in den einzelnen Gefäßabschnitten strömt, laminar oder turbulent, hängt von vielen Faktoren ab, wie zum Beispiel vom Gefäßdurchmesser und von der Blutflussgeschwindigkeit [5, S. 620]. In Abbildung 2.3 sind die Strömungsprofile einer laminaren und einer turbulenten Strömung dargestellt. Bei einer laminaren Strömung verlaufen die Stromlinien parallel zur Gefäßwand,

bei einer turbulenten Strömung treten zusätzliche Geschwindigkeitskomponenten in radialer Richtung auf [6, S. 28].

Der Übergang von einer laminaren zu einer turbulenten Strömung kann über die Reynolds-Zahl  $Re$  ermittelt werden, die von dem Gefäßdurchmesser  $d$ , der mittleren Strömungsgeschwindigkeit  $\bar{v}$ , der Dichte  $\rho$  sowie von der Viskosität  $\eta$  des Blutes abhängt [6, S. 28].

$$Re = \frac{\rho \cdot d \cdot \bar{v}}{\eta} \quad (2.3)$$

Wird der kritische Wert von  $Re > 2000 - 2200$  überschritten, geht die laminare in eine turbulente Strömung über.

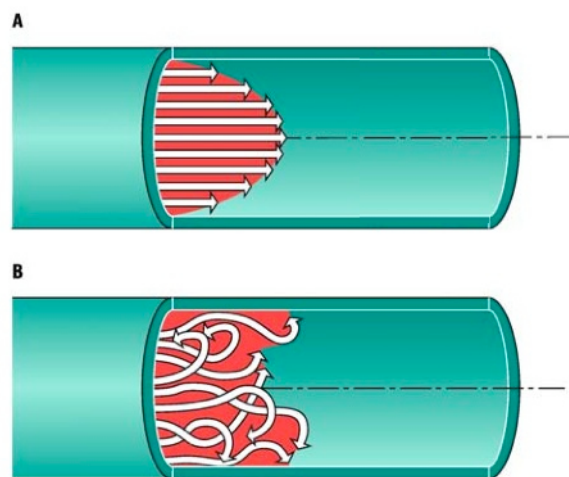


Abbildung 2.3: **A** Parabelförmiges Geschwindigkeitsprofil bei stationärer, laminarer Strömung in einem starren Rohr. **B** Bei turbulenter Strömung kommt es zu einer Verwirbelung der einzelnen Schichten [5, S. 621].

Während der Austreibungsphase des Herzens wird dieser Wert in der Aorta und im Truncus pulmonalis kurzzeitig überschritten, was zu Verwirbelungen führt. Aber auch in herzfernen Gefäßen kann es zu turbulenten Strömungen kommen. Diese können bei Gefäßverengungen, wie beispielsweise bei einer Stenose, oder bei einer reduzierten Blutviskosität, die durch eine schwere Anämie hervorgerufen werden kann, auftreten [5, S. 622].

### 2.1.3 Hämodynamik der Blutgefäße

Blut besitzt wie jede Flüssigkeit eine innere Reibung und setzt der Strömung einen Widerstand entgegen. Um diesen Widerstand zu überwinden, ist eine Druckdifferenz  $\Delta P$  und ein Strom mit einer Stromstärke  $I$  im System notwendig. Analog zum Ohm'schen Gesetz lässt sich folgende Gleichung für den Strömungswiderstand  $R$  aufstellen [5, S. 620].

$$R = \frac{\Delta P}{I} \quad (2.4)$$

Die Stromstärke  $I$  ist definiert aus dem Produkt von der über den Querschnitt gemittelten Strömungsgeschwindigkeit  $\bar{v}$  und dem Gefäßquerschnitt  $A$  [5, S. 620].

$$I = \bar{v} \cdot A \quad (2.5)$$

Die Kontinuitätsgleichung (2.6) besagt, dass die Stromstärke in einem seriell geschalteten System mit verschiedenen großen Rohren in jedem Abschnitt gleich groß ist [5, S. 620].

$$I = \bar{v}_1 \cdot A_1 = \bar{v}_2 \cdot A_2 \quad (2.6)$$

Daraus folgt, dass sich die Geschwindigkeit umgekehrt proportional zur Querschnittsfläche des jeweiligen Teilabschnittes verhält.

Die Strömungsgeschwindigkeit in einem Blutgefäß beschreibt die Geschwindigkeit einzelner Blutbestandteile, die abhängig von der Entfernung der Gefäßmittelachse unterschiedlich groß ist [5, S. 620]. Bei laminarem Strömungsverhalten bewegen sich alle Flüssigkeitsteilchen in einem zylindrischen Gefäß parallel zur Gefäßwand. Dabei schiebt sich eine Schicht über die andere (Newton-Gesetz), so dass ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil entsteht. Die Schichten gleicher Geschwindigkeiten sind dabei konzentrisch angeordnet und das Maximum tritt an der zentralen Gefäßachse auf, siehe Abbildung 2.3, Teilbild A. Mithilfe des Newton'schen Reibungsgesetzes kann das Hagen-Poiseuille-Gesetz für stationäre, also zeitlich konstante, laminare Strömungen hergeleitet werden:

$$I = \frac{r_i^4 \pi \Delta P}{8 \eta l} \quad (2.7)$$

Dabei ist  $I$  die Stromstärke,  $r_i$  der Innenradius des Gefäßes,  $\Delta P$  die Druckdifferenz,  $\eta$  die Viskosität und  $l$  die Länge des Gefäßes.

Allerdings gilt das Hagen-Poiseuille-Gesetz nur für stationäre, laminare Strömungen einer homogenen Flüssigkeit in einem starren Gefäß [5, S. 622]. Aufgrund der ortsabhängigen Veränderung der Gefäßwände und der Strömungsbedingungen gibt es für das gesamte Gefäßsystem keine allgemein gültige Formel zur Berechnung der Strömungsbedingungen. Auch wenn nicht alle Kriterien auf jeden Bereich des Gefäßsystems übertragbar sind, liefert das Gesetz eine wichtige Information, nämlich dass die Stromstärke in der 4. Potenz vom Radius abhängt [5, S. 622].

## 2.2 Blutflussmessung mit dem Ultraschall-Doppler-Verfahren

Das Grundprinzip des Ultraschall-Doppler-Effekts ist, dass hochfrequenter Schall in den Körper eingekoppelt wird und an Grenzschichten mit unterschiedlicher akustischer Impedanz reflektiert oder gestreut wird. Eine solche Grenzschicht bilden zum Beispiel Blutzellen und Plasma [6, S. 226]. Da mit dem Ultraschall-Doppler-Effekt Frequenzverschiebungen gemessen werden, können nur bewegte Teilchen, wie beispielsweise Blutbestandteile, detektiert werden.

In Abbildung 2.4 ist der Ultraschall-Doppler-Effekt in einem Blutgefäß dargestellt.

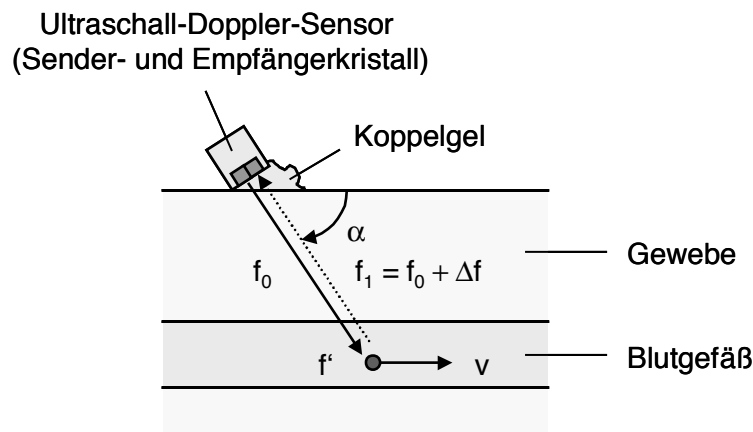


Abbildung 2.4: Prinzip der Ultraschall-Doppler-Messung im Pulsechobetrieb [6, S. 48].

Für die Frequenzverschiebung  $\Delta f$  ergibt sich:

$$\Delta f = 2f_0 \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \alpha = 2 \cdot \frac{v}{\lambda_0} \cdot \cos \alpha. \quad (2.8)$$

Dabei bezeichnet  $f_0$  die ausgesandte Frequenz,  $v$  die Geschwindigkeit der Blutkörperchen,  $c$  die Schallgeschwindigkeit im Medium und  $\lambda_0$  die Wellenlänge der ausgesandten Frequenz [6, S. 233]. Allerdings trägt aber nicht nur ein Objekt zur Dopplerverschiebung bei, sondern eine Vielzahl von sich bewegendenden Teilchen mit unterschiedlichen Geschwindigkeitskomponenten, die ein Frequenzspektrum ergeben, siehe Abbildung 2.3, Teilbild A.

Aus Gleichung (2.8) wird deutlich, dass für  $\alpha = 90^\circ$  keine Frequenzverschiebung  $\Delta f$  gemessen werden kann, da  $\cos \alpha = 0$  wird. Für  $\alpha \rightarrow 0$ , wird zwar  $\Delta f$  maximal, allerdings wird dabei der Weg nahezu unendlich lang [6, S. 233]. Deshalb muss ein Kompromiss für den Winkel  $\alpha$  gefunden werden, der typischerweise zwischen  $40^\circ$  und  $60^\circ$  gewählt wird.

In Tabelle 2.1 sind die Schallfeldgrößen, wie die Schallausbreitungsgeschwindigkeit  $c$ , die Dichte  $\rho$ , die Impedanz  $Z$  und die Dämpfung  $d$  von Luft und einigen biologischen Geweben aufgetragen. Hieraus wird ersichtlich, dass beim Übergang von Luft zu Gewebe durch den großen Impedanzsprung praktisch eine Totalreflexion eintritt. Um dies zu verhindern, muss ein Medium ähnlicher Impedanz zwischen Schallkopf und Messobjekt aufgetragen werden.

Substanz	$c$ [m/s]	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	$Z$ [ $10^5 \cdot \text{g}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$ ]	$d$ [dB/(MHz · cm)]
Luft	331	0,0013	0,00043	0
Fett	1470	0,97	1,42	0,5
Wasser	1492	0,9982	1,48	0,002
Gehirn	1530	1,02	1,56	1
Muskel	1568	1,04	1,63	2
Knochen	3600	1,7	6,12	4-10

Tabelle 2.1: Schallfeldgrößen für biologische Gewebe [6, S. 231].

## 2.3 Grundlagen der Regelungstechnik

Häufig sollen technische Systeme so beeinflusst werden, dass bestimmte zeitveränderliche Systemgrößen ein vorgeschriebenes Verhalten aufweisen [8, S. 21].

Dabei kann beispielsweise ein dynamisches Profil abgefahren, aber auch ein Wert konstant gehalten werden. Je nach Anforderungsprofil an das System wird eine Steuerung oder eine Regelung verwendet [11, S. 8].

Bei einer Steuerung beeinflussen eine oder mehrere Eingangsgrößen die Ausgangsgrößen. Die

Ausgangsgröße wird jedoch nicht überprüft, weshalb äußere Einflüsse nicht im Steuerungsvorgang berücksichtigt werden, siehe Abbildung 2.5 [12, S. 6].

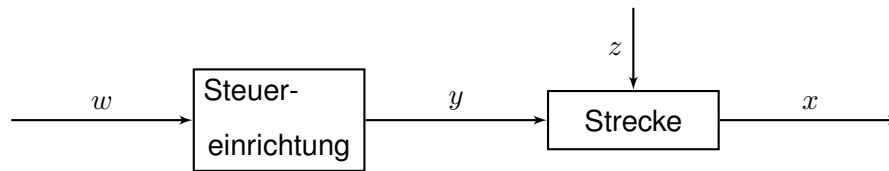


Abbildung 2.5: Blockschaltbild einer Steuerung [9, S. 27].

Steuerungen können durch den offenen Wirkungsweg schnell reagieren, allerdings können sie bei instabilen Systemen nicht eingesetzt werden, da sie die störenden Einflüsse ( $z$ ) nicht ausregeln können.

Bei einer Regelung hingegen kommt es zu einem ständigen Soll-Istwertvergleich, weshalb sie sich gut für den Einsatz bei instabilen Systemen eignen [8, S. 22].

Kennzeichnend für eine Regelung ist der geschlossene Regelkreis, im Gegensatz zur Steuerung, die einem offenen Regelkreis entspricht [8, S. 21]. In Abbildung 2.6 ist der Standard-Regelkreis dargestellt.

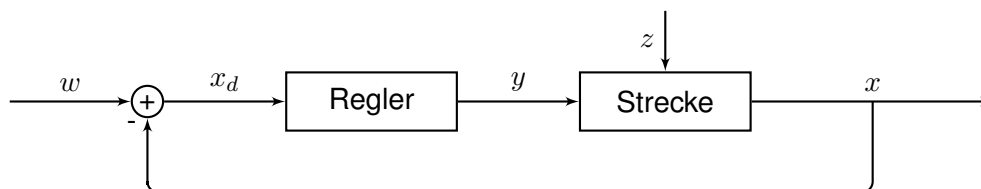


Abbildung 2.6: Der Standard-Regelkreis [9, S. 27].

Hierbei bezeichnet  $w$  die Führungsgröße, also den Sollwert und  $x$  die Regelgröße, den Istwert. Die Differenz aus beiden Werten ergibt die Regeldifferenz  $x_d = w - x$ , die durch die Stellgröße  $y$  und die Störgröße  $z$  beeinflusst wird.

### 2.3.1 Die Regelstrecke

Für die Wahl eines geeigneten Reglers ist es zuallererst wichtig, die Regelstrecke zu identifizieren, zu der alle nicht veränderbaren Teile des Systems zählen [8, S. 23]. Ohne ein genaues Wissen über das Verhalten der Regelstrecke ist es nur schwer möglich einen geeigneten Regler auszuwählen und zu parametrisieren.

Die Regelstrecke besitzt als Eingangsgröße die Ausgangsgröße des Reglers  $y$ . Die Ausgangsgröße der Strecke ist wiederum die Regelgröße  $x$ , der Istwert des Regelkreises [8, S. 22].

Um das Zeitverhalten des Systems zu beurteilen, wird am Eingang ein Signal, meist ein Einheitsprung, angelegt und die daraus resultierende Sprungantwort beispielsweise an einem Oszilloskop aufgezeichnet. Als wichtigste Strecken sind an dieser Stelle das PT1- und das PT2-Glied zu nennen. Diese besitzen eine Verzögerung 1. beziehungsweise 2. Grades. Das Regelglied besitzt auch eine Verzögerung, die jedoch im Vergleich zur Strecke zu vernachlässigen ist.

Die Übertragungsfunktion eines PT1-Gliedes ist in Formel (2.9) dargestellt. Hierbei ist  $K$  der Verstärkungsfaktor und  $T$  die Zeitkonstante des Systems [8, S. 113].

$$G(s) = \frac{K}{1 + T \cdot s} \quad (2.9)$$

In Formel (2.10) ist die Übertragungsfunktion eines PT2-Gliedes dargestellt.  $K$  beschreibt wiederum den Verstärkungsfaktor,  $T$  die Zeitkonstante des Systems und  $d$  die Dämpfung [8, S. 120].

$$G(s) = \frac{K}{1 + 2d \cdot Ts + T^2s^2} \quad (2.10)$$

In Abbildung 2.7 ist das Verhalten eines PT1-Gliedes, eines schwingfähigen sowie eines nicht schwingfähigen PT2-Gliedes auf einen Einheitsprung dargestellt. Ein nicht schwingendes PT2-Glied verhält sich wie zwei in Reihe geschaltete PT1-Elemente.

### 2.3.2 Das Regelglied

Die Aufgabe des Regelgliedes, auch Regler genannt, besteht darin, das Verhalten eines Regelkreises je nach Anforderung zu beeinflussen [11, S. 8].

Zum einen kann das Regelglied nach der Art der möglichen Stellgrößenänderungen in stetige und unstetige Regler eingeteilt werden. Stetige Regler können nur bestimmte Werte annehmen, zwischen denen umgeschaltet wird. Unstetige Regler hingegen können im Stellbereich  $Y_h$  jeden beliebigen Wert annehmen. Der Stellbereich umfasst beispielsweise bei einem 10-Bit-Analog-Digital-Wandler 1024 Werte [9, S. 138].

Zum anderen können Regler hinsichtlich der technischen Realisierung in analoge und digitale Regler klassifiziert werden. In der Analogtechnik können stetige oder unstetige Regler realisiert werden [9, S. 138].

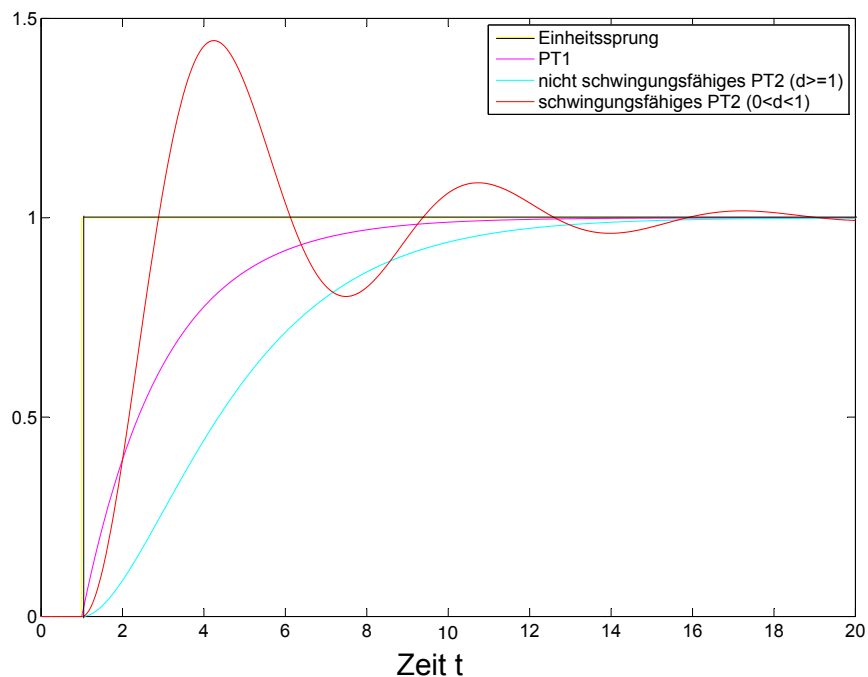


Abbildung 2.7: Reaktion eines PT1-Gliedes und eines schwingfähigen sowie eines nicht schwingfähigen PT2-Elements auf einen Einheitssprung.

Die analogen Regelgrößen sind zeit- und wertkontinuierliche Signale. Werden diese Signale nur zu bestimmten Zeitpunkten abgetastet, entsteht durch diesen Abtastvorgang ein zeitdiskretes und wertkontinuierliches Signal [8, S. 477].

Digitale Regler sind dagegen genau genommen unstetige Regler, da bei der anschließenden Digital-Analog-Umsetzung im Stellbereich  $Y_h$  nur eine bestimmte Anzahl von Schaltpegeln möglich ist [9, S. 138]. Durch diese Quantisierung des Signals entsteht ein zeit- und wertdiskretes Signal [8, S. 477]. Bei einer geeigneten Anpassung und Abtastrate kann allerdings nahezu das Verhalten eines analogen Reglers erreicht werden [9, S. 138].

In Abbildung 2.8 ist ein digitaler Regelkreis dargestellt, mit einem Analog-Digital-Umwandler (AD-Wandler) vor und einem Digital-Analog-Wandler (DA-Wandler) nach dem digitalen Regler.



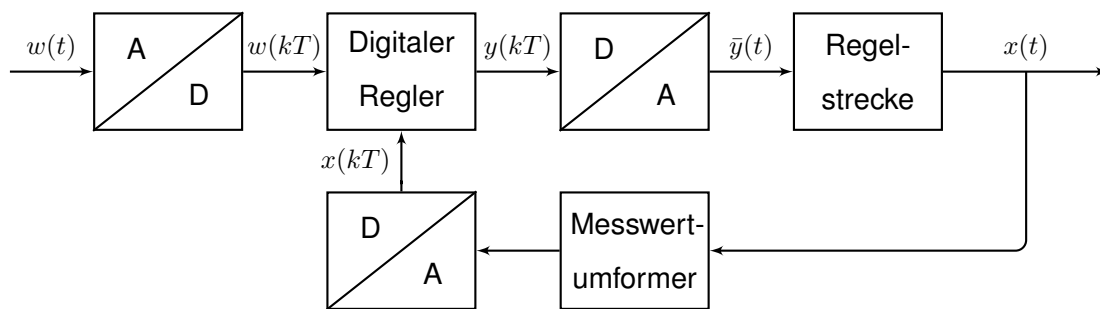


Abbildung 2.8: Komponenten eines digitalen Regelkreises [8, S. 479].

Mögliche Reglertypen sind der P-Regler, der I-Regler und der D-Regler sowie die Kombination aus den verschiedenen Anteilen zu einem PI-, PD- oder PID-Regler. Je nach Reglertyp resultiert unterschiedlich schnell und genau die Stellgröße  $y$  des Regelkreises. Ein Vergleich der Regler mit den jeweiligen Vor- und Nachteilen ist in Tabelle 2.2 gegeben. Hierbei sind  $K_p$ ,  $K_i$  und  $K_d$  die jeweiligen Verstärkungsfaktoren der Regler.

Reglertyp	Sprungantwort	Vorteile	Nachteile
P-Regler	$y_P(t) = K_p \cdot x_d(t)$	einfacher Aufbau, mittelschnell im Vergleich zu anderen Reglern	bleibende Regeldifferenz
I-Regler	$y_I(t) = K_i \cdot \int_0^t x_d(\tau) d\tau$	stationäre Genauigkeit	langsam
D-Regler	$y_D(t) = K_d \cdot \frac{dx_d(t)}{dt}$	greift umso stärker ein, je größer Regeldifferenz ist	technisch nicht realisierbar
PI-Regler	$y_{PI}(t) = y_P(t) + y_I(t)$	stationäre Genauigkeit, durch P-Anteil schneller als reiner I-Regler	langsamer als PID-Regler
PD-Regler	$y_{PD}(t) = y_P(t) + y_D(t)$	verbesserte Stabilität, bleibende, aber geringere Regelabweichung als P-Regler	bei großen Sollwertveränderungen kann D-Anteil nicht reagieren
PID-Regler	$y_{PID}(t) = y_P(t) + y_I(t) + y_D(t)$	Verbesserung zum PD-Regler: stationär genau durch I-Anteil	durch I-Anteil längere Ausregelzeit als beim PD-Regler

Tabelle 2.2: Vergleich der Reglertypen [10, S. 128].

In Abbildung 2.9 sind die Reaktionen dieser Regler auf einen Einheitssprung dargestellt. Ein Regelkreis mit einem idealen D-Regler ist nicht möglich und auch nicht erwünscht, weshalb auf die graphische Darstellung verzichtet wurde.

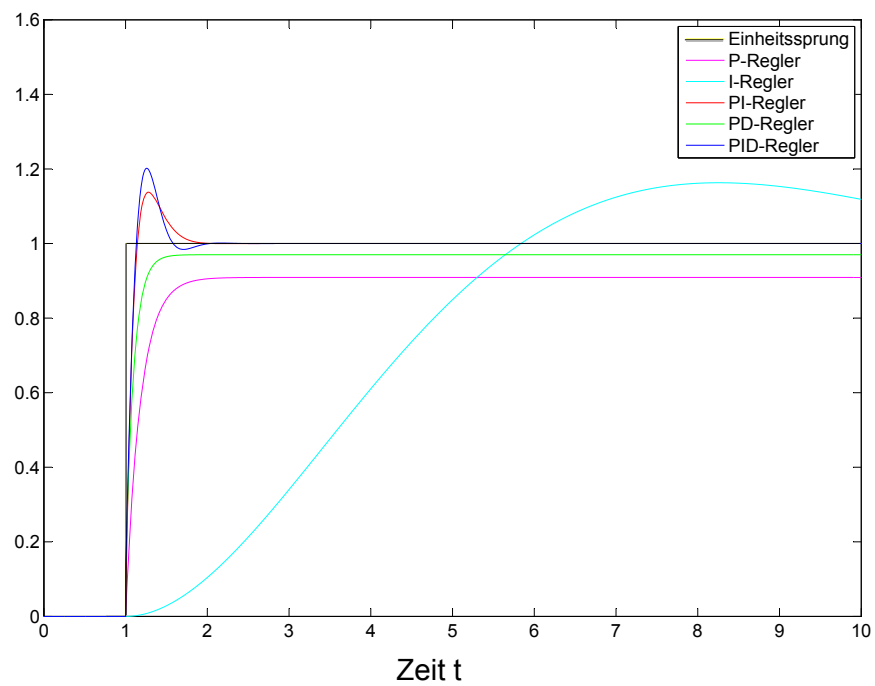


Abbildung 2.9: Reaktion eines P-, I-, PI-, PD- und PID-Reglers auf einen Einheitssprung.

## 3 Stand der Technik

Jedes Messgerät, wie der entwickelte Ultraschallsensor, muss vor einem kommerziellen Einsatz validiert sowie kalibriert werden. Da jedoch jede Messung an einem lebenden Organismus individuelle, veränderliche Daten liefert, muss eine Validierung an einem künstlichen Referenzsystem durchgeführt werden [14, S. 1].

Das zu entwickelnde System stellt ein abstrahiertes Modell des Organismus dar. Dabei darf allerdings das Prüfsystem nicht soweit vereinfacht werden, dass die ursprüngliche Fragestellung nicht mehr mit Sicherheit beantwortet werden kann [14, S. 40]. Nach dem Ähnlichkeitsgesetz müssen Original und Modell in ihren geometrischen Abmessungen und hydromechanischen Eigenschaften proportional sein. Beispielsweise sollte das verwendete Blutersatzmittel den Eigenschaften des natürlichen Blutes entsprechen. Dies bedeutet, dass es nicht reflexionsstärker als Blut sein darf, das nur ein begrenztes Rückstreuverhalten besitzt [14, S. 41].

Auch die Strömungsverhältnisse müssen dem natürlichen Kreislauf angepasst werden. Zur Vereinfachung wird von einer laminaren Strömung im natürlichen und folglich auch im künstlichen System ausgegangen [14, S. 46].

### 3.1 Existierende Pumpsysteme

Im Folgenden sollen zwei Beispiele für ein Pumpsystem aus der Literatur erläutert werden.

Das von Schaarschmidt [14] entwickelte Pumpsystem besitzt eine Pumpe, einen Durchflussmesser, ein Reservoir, eine Ansteuereinheit und ein zu durchströmendes Phantom. Zusätzlich ist in den Kreislauf ein Quetschventil eingebaut, das pulsatile Flussprofile ermöglicht.

Für die Erzeugung eines Herzzykluses wurden aus einer Flusskurve Stützstellen entnommen und in einem eindimensionalen Array gespeichert [14, S. 58]. Die Regelung des Systems erfolgt über eine Fuzzy-Regelung, da hierfür kein kompliziertes Systemmodell erforderlich ist, sondern lediglich das Prozesswissen in eine Regelstrategie eingebunden wird. Je umfangreicher dieses Wissen ist, umso genauer kann das Verhalten beschrieben werden [14, S. 53].

Mit dem System lässt sich ein Volumenstrom mit definierter Amplitude sowie variabler Frequenz erzeugen [14, S. 70]. Allerdings ist die Regelung von den Erfahrungswerten des Entwicklers abhängig.

Ein weiteres Beispiel ist das Pumpsystem von Tsai et. al. [22], das zwei Pumpen besitzt. Eine Zahnradpumpe liefert den konstanten Anteil und eine Kolbenpumpe generiert die oszillierenden Anteile im Flusssignal. Das System wird über zwei programmierbare Stellantriebe gesteuert [22, S. 197]. Das System besitzt keine Regelung des gestellten Signals, bildet jedoch einfache Sollkurven gut nach, siehe Abbildung 3.1, Teilbild A. Bei stark veränderlichen Flussprofilen kann der Fluss nicht schnell genug folgen, siehe Abbildung 3.1, Teilbild B. Die Istwerte bilden die Sollkurve zwar gut, aber dennoch nicht exakt nach.

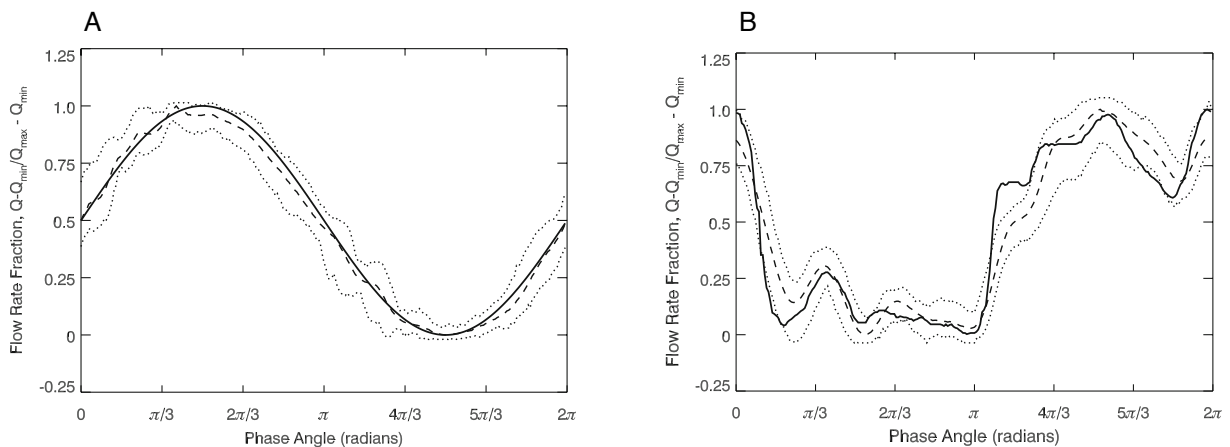


Abbildung 3.1: Darstellung der Sollkurve (durchgezogene Linie), Streubreite der Istwerte (gepunktete Linie) und Mittelwert des Flusses (gestrichelte Linie). Einfache Profile können gut (A), stark veränderliche Profile hingegen nicht exakt nachgebildet werden (B). [22, S. 199].

## 3.2 Entwicklungsstand am DLR

Für den am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt entwickelten Ultraschallsensor wurde bereits 2007 ein Ultraschall-Doppler-Prüfstand entwickelt und realisiert [13]. Dieses System kann allerdings keine physiologischen Flussprofile erzeugen.

Hauptaufgaben bei der Konzeptionierung dieses Pumpsystems war die sorgfältige Auswahl der einzelnen Komponenten, der Zusammenbau sowie die anschließende Inbetriebnahme.

Um bei solch einem System eine realitätsnahe *in vitro*-Ultraschall-Doppler-Messung zu gewährleisten, sollten möglichst gleiche Bedingungen wie bei einer *in vivo*-Messung vorherrschen. Des-

halb wurde für das System ein Gewebephantom hergestellt, das eine ähnliche Schallimpedanz wie menschliches Gewebe besitzt. In diesen Gewebeersatz wurden gefäßsimulierende Schläuche eingebettet, durch die ein synthetisches Blutersatzmittel gepumpt wurde.

Eine Schlauchpumpe ermöglichte die Bewegung der Flüssigkeit durch das System. Dabei konnte das Phantom konstant, aber auch pulsierend durchströmt werden. Zur Erzeugung von pulsierenden Strömungen wurde die Pumpe mit einer Rechteck-, einer Dreieck- oder einer Sinusspannung betrieben, die mit einem Frequenzgenerator erzeugt wurde.

Ein Nachteil des Systems ist, dass kein physiologischer Flussverlauf erzeugt werden kann. Dies begründet sich zum einen auf die Ansteuerungsart und zum anderen auf die verwendete Schlauchpumpe, die keine geringen Flüsse stellen kann. Weiterhin kann ein abweichender Volumenstrom zwar über einen Durchflussmesser detektiert, jedoch nicht automatisch ausgegeregelt werden kann. Der eingesetzte Flügelradzähler beeinflusst das Strömungsprofil und kann zudem den gewünschten Messbereich nicht abdecken. Darüber hinaus ist das System ein Labortischaufbau, dessen Aufbau mit einem hohen Aufwand verbunden und ein Transport nur schwer möglich ist.

Aus diesen Gründen soll ein adaptierbares Pumpsystem aufgebaut werden, in dem verschiedene Flussprofile vorgegeben und gegebenenfalls durch eine Regelung korrigiert werden können.

## 4 Entwicklung eines adaptierbaren Pumpsystems

Das System soll konstante, sinusförmige sowie physiologische Flussprofile erzeugen können. Dabei sollen verschiedenen Ultraschallphantome perfundiert werden können, um für das Pumpsystem möglichst viele Anwendungsbereiche zu schaffen.

Dieses neu entwickelte Pumpsystem soll adaptierbar sein, das bedeutet, dass ein abweichender Volumenstrom erkannt und über eine Regelung ausgeglichen werden kann.

Die Rechnerunabhängigkeit wird über die Programmierung eines Mikrocontrollers ( $\mu C$ ) erreicht. Wesentliche Komponenten des Systems sind Pumpe, Durchflussmesser, Reservoir, Schlauchsystem, Ultraschallphantom, Gehäuse und Ansteuerelektronik. Die Ansteuerelektronik umfasst zum einen das Touch-Display, über das das System bedient und die Messungen verfolgt werden können und zum anderen den Mikrocontroller, der den Programmablauf vorgibt. Der prinzipielle Aufbau des Systems ist in Abbildung 4.1 dargestellt.

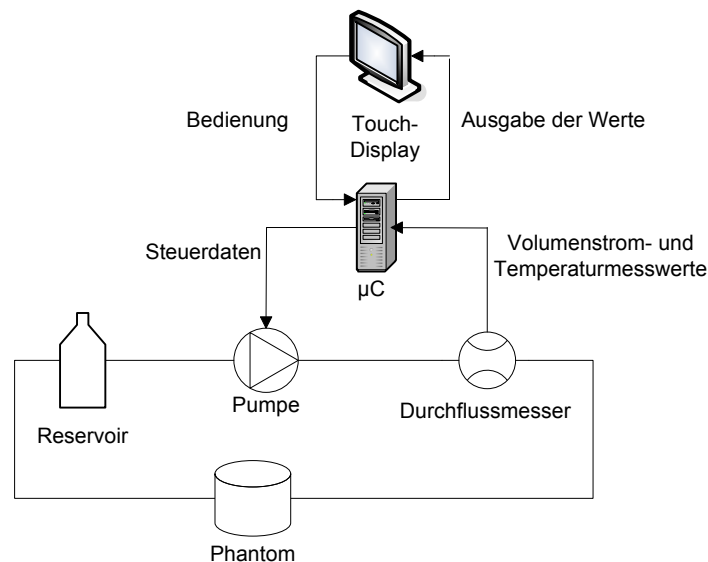


Abbildung 4.1: Blockschaftbild des Pumpsystems.

Die Anforderungen an die einzelnen Bauteile werden in den nachfolgenden Abschnitten beschrieben. Anhand dieser Kriterien wurden anschließend geeignete Komponenten ausgewählt.

### 4.1 Hardware

Die Hardwarekomponenten umfassen alle mechanischen und elektronischen Geräte und Bauteile eines Systems. Auch das Blutersatzmittel gehört zu den Hardwarekomponenten, auf das jedoch im Folgenden nicht näher eingegangen wird, da ein geeignetes Mittel bereits vorhanden ist (siehe Anhang A). Diese Flüssigkeit imitiert die akustischen Eigenschaften des menschlichen Blutes, so dass es laut Hersteller eine äquivalente Rückstreuung des Ultraschalls wie Blut besitzt.

#### 4.1.1 Niederflusspumpe

Die Pumpe soll in dem System die Flüssigkeit vorantreiben und somit gewährleisten, dass der gewünschte Flussverlauf im Ultraschallphantom vorherrscht. Für die Erzeugung der Pulsatilität soll die Pumpe über Werte, die in einer Lookup-Tabelle (LUT) hinterlegt sind, angesteuert werden. Besonders für physiologische Verläufe ist dabei notwendig, dass die Pumpe einen hohen Dynamikbereich besitzt, da sich im Pulsverlauf der Volumenstromwerte innerhalb von etwa  $100 - 200 \text{ ms}$  sprunghaft ändern, siehe Kapitel 2.1.1. Die Pumpe muss zudem trotz der teilweise geringen Volumenströme (bis  $0 \frac{\text{ml}}{\text{s}}$ ) stufenlos regelbar sein, um ein Flussprofil möglichst exakt nachzubilden. Für diese Art der Ansteuerung ist eine Pumpe notwendig, die in dem gewünschten, niedrigen Förderbereich einen möglichst gleichmäßigen Volumenstrom liefert.

In dem von Birkhold [13] entwickelten Pumpsystem wurde eine Schlauchpumpe eingesetzt, vergleiche Kapitel 3.2. Diese besitzen den Vorteil, dass sie keinen direkten Kontakt zum Fördermedium besitzen. Allerdings eignen sich Schlauchpumpen nicht für die Erzeugung von physiologischen Profilen, da sie in zu geringen Drehzahlbereichen arbeiten. Zudem schließen sie beim Vorantreiben der Flüssigkeit ein großes Volumen ein, so dass vergleichsweise starke Schwankungen im Stellsignal entstehen.

Zahnradpumpen hingegen bieten eine kostengünstige Alternative, die einen Fluss in dem gewünschten Dynamikbereich stellen können. Zudem erzeugen sie ein Signal mit einer kleineren Schwankungsbreite, da durch die höhere Drehzahl sowie durch das kleinere eingeschlossene Volumen, die Flüssigkeit gleichmäßiger durch die Pumpe gefördert wird.

Es wird angenommen, dass kleine Schwankungen im Stellsignal, die durch das Förderprinzip der Pumpe entstehen, vom Schlauch-Flüssigkeitssystem gedämpft werden, bevor der Flüssigkeitsabschnitt die Messstrecke erreicht.

Ein Nachteil von Zahnradpumpen ist jedoch, dass sie einen direkten Kontakt zur durchströmenden Flüssigkeit besitzen, wodurch zwei Probleme entstehen können: Zum einen können die Zahnräder die künstlichen Blutbestandteile beschädigen, wodurch die Qualität der Ergebnisse einer Ultraschall-Doppler-Messung verringert werden kann.

Zum anderen können sich die Korpuskeln in der Pumpe ablagern und ihre Funktionsfähigkeit einschränken. Um dies zu vermeiden, muss nach Verwendung des Pumpsystems der Kreislauf sorgfältig mit Wasser gespült werden.

Weitere Anforderungen sind, dass die Pumpe aus Sicherheitsgründen mit Niederspannung betrieben werden sollte und dass sie ein kompaktes Design sowie Anschlüsse für kleine Schläuche besitzt. Darüber hinaus sollte die Pumpe keine Luftblasen erzeugen und auch keine Luft aus dem Reservoir ansaugen. Die Luftblasen würden zu Störungen des Ultraschall-Doppler-Signals führen.

Anhand dieser zahlreichen Anforderungen wurde eine Zahnradpumpe der Firma Barth (siehe Anhang A) ausgewählt, die zwei schrägverzahnte Zahnradpaare besitzt, die aus glasverstärktem Kunststoff bestehen. Die Pumpe läuft sehr geräuscharm, wodurch das Pumpsystem leichter gedämmt werden kann.

Die Pumpe kann einen maximalen Volumenstrom von  $1,7 \frac{l}{min}$  fördern und besitzt eine kompakte Größe sowie Schlauchanschlüsse für Schläuche mit einem Durchmesser von  $4 \text{ mm}$ .

### 4.1.2 Durchflussmesser

Der Durchflussmesser ist zum einen für die Überprüfung der Flussrate im Kreislauf verantwortlich und zum anderen ist das Messergebnis zum Schließen des Regelkreises wichtig [14, S. 46].

Für die Messung von dynamischen Profilen sollte der Durchflussmesser eine hohe Genauigkeit, vor allem auch bei geringen Durchflussraten, besitzen und zuverlässig die Geschwindigkeit in möglichst kurzen Zeitabständen messen und zurückgeben. Zudem sollte der Durchflussmesser bei der Messung die Strömung nicht beeinflussen.

Allgemein kann die Durchflussmessung über die Bestimmung der Masse oder des Volumens erfolgen, wie beispielsweise bei Flügelradzählern [15, S. 5-20]. Bei diesen Verfahren ist jedoch der Dynamikbereich zu gering und das Strömungsprofil wird bei der Messung beeinflusst und teilweise signifikant verändert. Eine Ausnahme bildet das Ultraschallverfahren, das zu den Volumenmessverfahren gehört, bei dem die Geschwindigkeit der Flüssigkeit über akustische Laufzeitmessungen ermittelt wird. Ein weiterer Vorteil der ultraschallbasierten Methode ist, dass das Messverfahren



weitgehend unabhängig von der Dichte und der Viskosität der Flüssigkeit ist [15, S. 5-53 f.].

Aus diesen Gründen wurde ein Ultraschall-Durchflussmesser der Firma Sonotec für das Pumpsystem ausgewählt, der für teilweise schalltransparente, niederviskose Flüssigkeiten geeignet ist (siehe Anhang A).

Das Messverfahren ist verzögerungsfrei und erlaubt die Messung von pulsierenden Strömungen. Dabei wird die Schalllaufzeit in und gegen Strömungsrichtung gemessen und daraus die Laufzeitdifferenz berechnet. Aus dieser Differenz sowie der Messstreckengeometrie wird der Durchfluss ermittelt, wodurch laut Datenblatt alle 20 ms ein Messwert geliefert werden kann. Allerdings haben sich bei Messungen am Oszilloskop deutlich längere Zeiten ergeben. Dies muss für das Auslesen der Werte mit berücksichtigt werden, was in Kapitel 4.2.2 beschrieben ist.

Der gemessene Durchfluss kann über den Stromausgang des Durchflussmessers ausgelesen werden. Für die Weiterverarbeitung von dem analogen Stromwert ist eine AD-Wandlung nötig. Dieser Stromwert ist proportional zur Flussgeschwindigkeit und kann über ein lineares Gleichungssystem berechnet werden. In der Software ist ein Strombereich von 4 - 20 mA eingestellt. Unterhalb des eingestellten Offsetbereiches von 4 mA kann ein Stromwert zur Messfehler- sowie Gerätefehlererkennung eingestellt werden, der im Fehlerfall am Ausgang des Durchflussmessers ausgegeben wird. Der Messbereich des Durchflussmessers reicht bis  $100 \frac{ml}{s}$ , der dem Maximalfluss im System angepasst werden kann, um dadurch eine höhere Auflösung und somit genauere Messwerte zu erhalten. Dafür wird der eingestellte Bereich auf den Strombereich von 4 - 20 mA entsprechend skaliert.

### 4.1.3 Reservoir

Das Reservoir wird für zwei Aufgaben benötigt: Zum einen zum Befüllen des Systems und zum anderen als Puffersystem für den Kreislauf. Das Reservoir wird direkt vor der Pumpe installiert, um ein direktes Ansaugen aus dem Behälter zu ermöglichen. Für das Befüllen muss das Volumen des Tanks ausreichend groß sein, so dass der komplette Kreislauf flüssigkeitsgefüllt werden kann und dennoch ein Puffervolumen im Behälter verbleibt. Das Puffersystem hat neben der Aufnahme und Abgabe der Flüssigkeit noch die Aufgabe des Druckausgleichs. Ein Druckanstieg entsteht beispielsweise durch Temperaturerhöhungen der Flüssigkeit im System. Deshalb wird ein Röhrchen im Tank eingebracht, über das die Luft entweichen kann.

Besonders wichtig ist, dass während des kompletten Betriebs der Ansaugstutzen immer ganz in

der Flüssigkeit liegt, um ein Ansaugen von Luft zu vermeiden und somit eine blasenfreie Förderung zu gewährleisten.

Darüber hinaus sollte das Gefäß leicht aus dem Gehäuse entnehmbar sein, um es einfach befüllen und entleeren zu können. Die Partikel im Blutersatzmittel setzen sich leicht ab und verkleben das Reservoir und die Schlauchleitungen. Deshalb sollte der Behälter einfach zu reinigen sein, so dass alle Bestandteile herausgespült werden können.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Gefäß, mit einem dichten Flüssigkeitseingang und -ausgang sowie einem Loch für den Druckausgleich ausgestattet sein soll. Zudem muss es ausreichend groß und leicht zugänglich für eine Reinigung sein.

Aus diesem Grund wurde ein Selbstbausatz eines Kunstflugtanks der Firma Graupner gewählt (siehe Anhang A), der je nach Verwendung mit drei verschiedenen Ein- und Auslässen ausgestattet werden kann. Der Flüssigkeitseinlass und -auslass sowie der Luftausgleich wurden in den Boden des Reservoirs geschraubt. Ein- und Auslass sollten in der Flüssigkeit liegen, der Luftausgleich hingegen nicht. Dafür wurden die angeschraubten Röhrchen dementsprechend gebogen, siehe Abbildung 4.2.

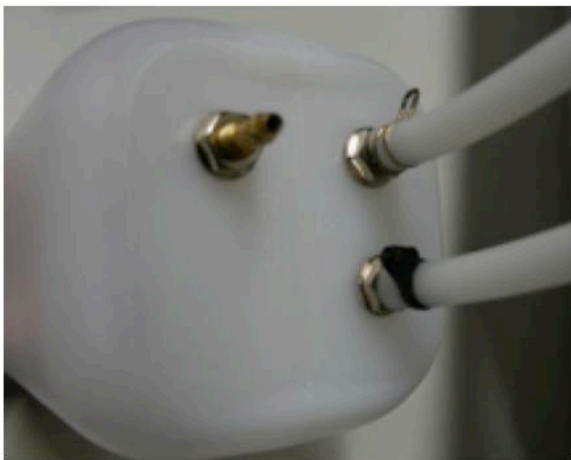


Abbildung 4.2: Links: Schlauchanschlüsse sowie Druckausgleich am Boden des Reservoirs. Rechts: Ein-und Auslass sind auf einer, der Luftausgleich auf der anderen Seite.

### 4.1.4 Schlauchsystem

Die Schläuche bilden das Transportsystem für die Flüssigkeit im System. Für die Übertragung der Messung auf den lebenden Organismus müssen *in vitro* die gleichen Strömungsbedingungen wie *in vivo* vorherrschen. Dies gilt allerdings nur für die Messstrecke im Ultraschallphantom, da es für die Messung unbedeutend ist, wie das Flussprofil im restlichen System geformt ist. Es wird jedoch davon ausgegangen, dass das am Durchflussmesser gemessene Flussprofil dieselbe Form wie der Flussverlauf im Ultraschallphantom besitzt. Die verwendeten Verbindungsschläuche im System sollten einen ähnlichen Durchmesser wie die Innendurchmesser der Anschlüsse der Komponenten besitzen. Dabei ist darauf zu achten, dass die Schlauchwände nicht zu dünn sind, da sonst der Schlauch schnell abknicken und eventuell sogar zusammenkleben kann. Ein stabiles und preiswertes Material, das diesen Anforderungen genügt, ist Silikon. Ein Silikonschlauch mit einem Innendurchmesser von 4 mm der Marke Fisherbrand wurde für die Verbindung der einzelnen Komponenten im System verwendet (siehe Anhang A).

Im Schlauchsystem sollten zudem möglichst wenige Querschnittsveränderungen auftreten, da diese Übergänge zu Turbulenzen in der gewünschten Flusskurve führen können. Solche Querschnittsveränderungen treten beispielsweise an Stellen auf, an denen der Schlauch an eine Komponente angeschlossen wird. Bei Anschlussstutzen, die eine glatte Außenfläche besitzen, wurde zusätzlich Kabelbinder zur Sicherung angebracht. Dem von der Pumpe aufgebrachten Druck hält das Schlauchsystem auf diese Weise stand.

An die Schläuche im Phantom wird eine zusätzliche Bedingung gestellt. Der Gefäßersatz sollte die gleichen akustischen Eigenschaften wie die natürlichen Gefäße besitzen, um eine möglichst realistische Messung zu ermöglichen. Dafür eignen sich, im Vergleich zu reinem Silikon, laut Birkhold [13] C-Flex Schläuche der Firma Cole Parmer besser (siehe Anhang A), die für zukünftige Gewebephantome bereits besorgt wurden.

### 4.1.5 Ultraschallphantom

Für die ersten Versuche wurde ein bereits vorhandenes Ultraschallphantom verwendet, das vergleichsweise einfach aufgebaut ist. Dieses besteht aus einem zylindrischen Gefäß, durch das ein künstliches, starres Gefäß mit einem Innendurchmesser von 4 mm geradlinig verläuft, siehe Abbildung 4.3. Dieses Phantom muss für eine Ultraschall-Doppler-Messung mit Wasser befüllt werden, um einen Impedanzsprung möglichst gering zu halten, siehe Kapitel 2.2.

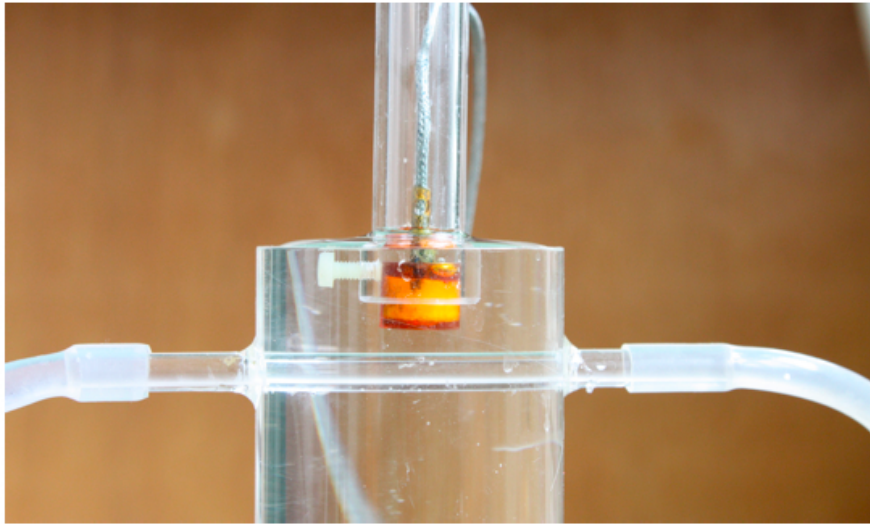


Abbildung 4.3: Zylindrisches Ultraschallphantom mit einem geradlinigen, starren Gefäß mit einem Innendurchmesser von  $4\text{ mm}$  mit dem am DLR entwickelten Ultraschallsensor.

Bei dem Pumpsystem soll zusätzlich die Möglichkeit gegeben sein, andere Phantome anschließen zu können. Dafür wurden an den Koffer zwei tropffreie Schnellkupplungen angebracht (siehe Kapitel 4.1.6), die einen Austausch des Ultraschallphantoms vereinfachen. Diese sind mit einem Ventil ausgestattet, wodurch das Phantom vom flüssigkeitsgefüllten System abgesteckt und ein anderes Ultraschallphantom angesteckt werden kann. Nach einem Wechsel muss das System neu befüllt sowie kalibriert werden, um die Regelung zu parametrisieren, siehe Kapitel 4.2.2. Der Vorteil besteht darin, dass ohne großen Aufwand am befüllten System andere Phantome, wie Gewebephantome, angesteckt und perfundiert werden können.

Ein Gewebephantom soll möglichst exakt die Gefäße und deren Umgebung nachbilden, so dass eine Messung möglichst dem natürlichen Vorbild entspricht. Das System kann so für viele Anwendungsfälle, wie beispielsweise für die Messung an einem künstlichen Herzen, siehe Abbildung 4.4, verwendet werden. Dieses nachgebildete Herz besteht aus einem gewebesimulierenden Material, durch das ein künstliches Gefäß verläuft. Ein Antrieb ermöglicht zudem eine pulsierende Bewegung des Herzens, wodurch eine Messung noch realitätsnäher wird.

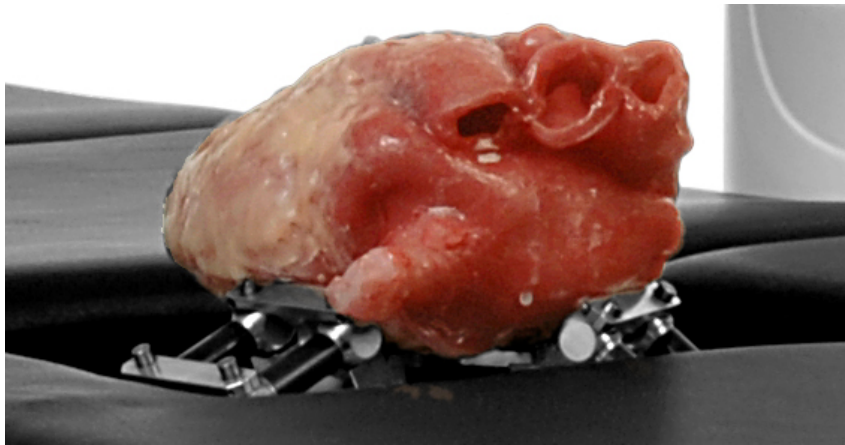


Abbildung 4.4: Gewebephantom eines Herzens mit einem oberflächennahen, verdeckten Gefäß und einem Antrieb zur Simulation des Herzschlages.

### 4.1.6 Schallisoliertes Gehäuse

Alle Komponenten, mit Ausnahme des Ultraschallphantoms, sollen in einem Gehäuse untergebracht werden. Dabei soll der Aufbau möglichst kompakt sein, so dass das System ohne viele Einzelteile portabel ist. Ebenso sollte das Gehäuse schallisoliert sein, um die Geräuschkulisse der Pumpe zu dämpfen und somit eine angenehmere Arbeitsatmosphäre zu schaffen.

Für die gute Handhabbarkeit beim Tragen wurde ein Aluminiumkoffer der Firma Zarges ausgewählt (siehe Anhang A). Für das Verschließen und Öffnen des Koffers sind zwei Spannschlösser an der Vorderseite angebracht. Zudem ist im Rand des Deckels bereits eine Dichtung eingebaut, die das Dämpfen des Koffers an dieser Stelle vereinfacht. Der Koffer wurde in seiner Größe so gewählt, dass alle Komponenten genügend Platz haben. Vor allem sollten die Radien der Schläuche nicht so eng gelegt werden, dass sie geknickt werden könnten. Für ein eventuell größeres Gefäß soll zudem ein genügend großer Platz vorgesehen werden.

Zur Schallisolierung soll der komplette Innenraum mit Dämmmaterial ausgelegt werden. Dabei ist darauf zu achten, dass an keiner Stelle ein Loch in der Dämmung bestehen bleibt, da sonst der Dämmeffekt verringert wird. Um eine möglichst optimale Dämmung zu erhalten, wird eine Kombination einer Bitumenmatte und einem Noppenschaum verwendet, siehe Abbildung 4.5.

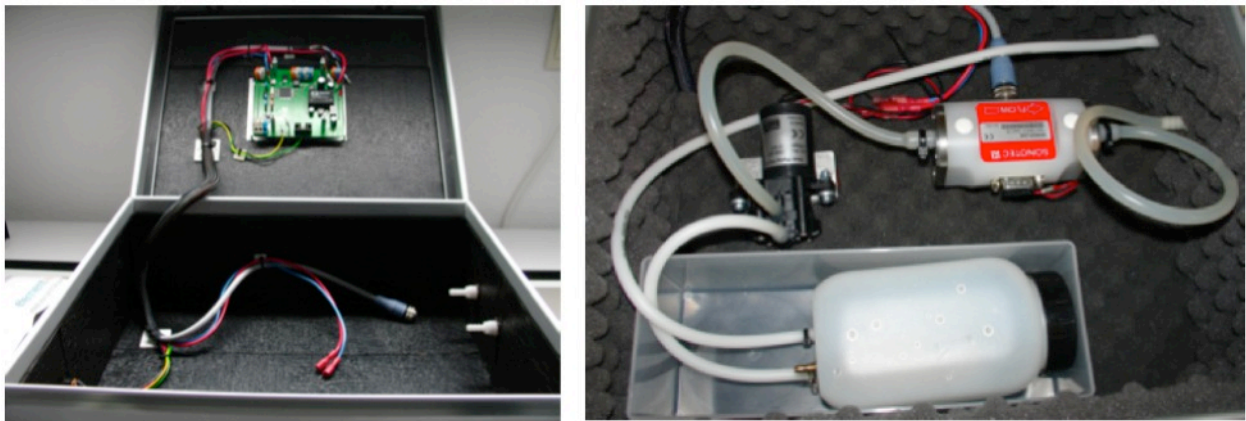


Abbildung 4.5: Links: Aluminumkoffer mit Bitumen verkleidet. Rechts: Kombination aus Bitumenmatte und Noppenschaum sowie eingebauten Komponenten.

Die Bitumenmatte dämpft niederfrequente Schwingungen, wodurch Gehäuseschwingungen verringert werden, im Gegensatz zum Noppenschaum, der als hochfrequente Schalldämmung fungiert. Um Vibrationen, die trotz dieser Dämmung auf den Koffer übertragen werden, nicht an die Standfläche des Koffers weiterzugeben, sind vier kleine Gummistandfüße an den Ecken der Kofferunterseite angebracht.

### 4.1.7 Ansteuerung und Bedienung des Pumpsystems

Der Mikrocontroller fungiert als Herz der Elektronik, der den Programmablauf vorgibt und über den alle zu verarbeitenden Befehle laufen (siehe Anhang B). Eine Unterscheidung von Mikrocontrollern kann anhand der Größe des internen Datenbusses erfolgen. Diese Größe, wie zum Beispiel 8-, 16- oder 32-bit, kann als die Breite der Daten interpretiert werden, die der Controller in einem Befehl verarbeiten kann. Beispielsweise kann ein 8-bit  $\mu\text{C}$  Werte bis  $2^8 = 256$  verarbeiten. Für größere Werte wird deutlich mehr Zeit benötigt, da dafür mehrere Bus- und Rechenzyklen benötigt werden. Für die Ansteuerung des Pumpsystems wurde ein 8-bit  $\mu\text{C}$  (ATMEGA64 der Firma Atmel AVR) mit einem Flash von 64 kByte und einem SRAM von 4 kByte verwendet [19]. Diese Speichergröße sollte für die Programmierung des Pumpsystems ausreichen.

Für die Bedienung des Pumpsystems und die graphische Darstellung der Messwerte wird ein TFT-Touch-Display verwendet (siehe Anhang A). Ein Vorteil dieses Displays ist, dass viele Funktionen, wie Schriftarten, -größen und -farben, aber auch Bereiche und Geraden bereits vordefiniert



sind. Dies bedeutet, dass für viele Anwendungen keine aufwendige, pixelgenaue Programmierung notwendig ist, sondern Funktionen einfach eingebunden werden können.

Zudem können auf dem Display beliebig Touch-Bereiche definiert werden. Dadurch können zahlreiche Tasten individuell gestaltet werden, was eine intuitive Bedienung ermöglicht.

Die Kommunikation des Displays mit dem Mikrocontroller erfolgt über einen UART-Bus, der lediglich zwei Leitungen, eine zum Senden und eine zum Empfangen, benötigt [20]. Für das Senden sowie den Empfang von Daten müssen die Befehle, die das Display ansteuern, auf dem Mikrocontroller programmiert werden.

Das Display benötigt zur Verarbeitung von diesen Befehlen eine gewisse Zeit, siehe Kapitel 4.2.3, wodurch die Schnelligkeit des Displays begrenzt wird. Allerdings hebt es sich besonders durch die individuelle Gestaltung und die Möglichkeiten zur Echtzeitvisualisierung hervor.

### 4.1.8 Aufbau des Pumpsystems

Für die Montage von Pumpe und Durchflussmesser, die im tragbaren System fest verankert stehen sollten, wurden Löcher in den Kofferboden gebohrt. Der Durchflussmesser wurde auf Abstandsbolzen, die Pumpe hingegen auf zwei Schwingungsdämpfer geschraubt (siehe Anhang A), um möglichst keine Vibrationen auf das Gehäuse zu übertragen. In Abbildung 4.6 sind der Durchflussmesser sowie die Pumpe auf ihren jeweiligen Verankerungen dargestellt.

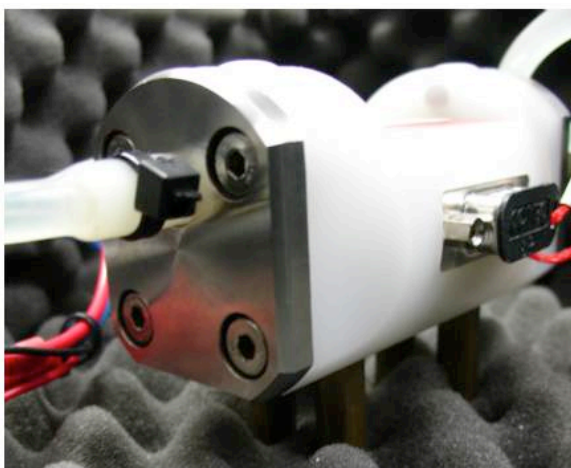


Abbildung 4.6: Links: Durchflussmesser auf Abstandsbolzen. Rechts: Pumpe auf zwei Schwingungsdämpfern.

Da sich das Phantom außerhalb des Koffers befinden soll, sind Schlauchdurchführungen im Koffer nötig. Für den Transport und einen einfachen Wechsel soll das Phantom absteckbar sein, weshalb tropffreie Schnellkupplungen verwendet wurden (siehe Anhang A). Diese sind für eine Schaltschrankmontage geeignet, wodurch sie sich einfach an den Aluminiumwänden befestigen lassen, siehe Abbildung 4.7.

Auf der gegenüberliegenden Seite wurden zum einen die 12V DC-Spannungsversorgung für das System und zum anderen eine RS-232 Schnittstelle in den Koffer integriert. Die RS-232 Schnittstelle kann beispielsweise zur bidirektionalen Übertragung von Daten zwischen  $\mu\text{C}$  und PC genutzt werden. Dadurch ist zum einen die Möglichkeit der Fernsteuerung des Systems gegeben und zum anderen kann die Schnittstelle für Debuggingzwecke verwendet werden.



Abbildung 4.7: Links: 12V DC-Spannungsversorgung sowie RS-232 Schnittstelle. Rechts: In den Koffer integrierte, tropffreie Schnellkupplungen mit integriertem Ventil.

Der Koffer soll im Betrieb nur zum Befüllen und Entleeren des Tanks und zu Wartungszwecken geöffnet werden. Deshalb wurde das Touch-Display zur Bedienung und zur Visualisierung in den Kofferdeckel montiert. Dafür wurde die Platine, mit der das Display verbunden ist, mit der Abdeckung des Displays verschraubt. Die Ansicht der Platinenunterseite ist in Abbildung 4.8 dargestellt.



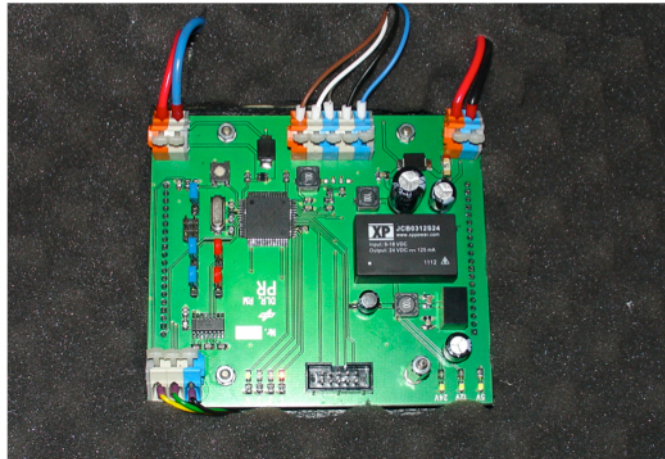


Abbildung 4.8: Ansicht auf die Platinenunterseite.

In Abbildung 4.9 ist das geschlossenen Pumpsystem mit dem integrierten Touch-Display als Bedieneinheit sowie das angesteckte, verwendete Ultraschallphantom dargestellt.



Abbildung 4.9: Geschlossenes Pumpsystem mit integriertem Touch-Display und angestecktem Ultraschallphantom.

## 4.2 Software

Die drei Hauptbestandteile bei der Programmierung des Pumpsystems sind die Pumpenansteuerung, die Reglerimplementierung sowie die Kommunikation zwischen Display und Mikrocontroller. Im Hauptprogramm werden alle Displaybefehle sowie die Pumpenansteuerung für das Befüllen, Entleeren sowie Kalibrieren des Systems abgearbeitet. Für das Erzeugen von konstanten Zeitintervallen, die für die Regelung erforderlich ist, werden die höher priorisierten Aktionen, wie das Auslesen des Durchflussmessers, die Regelung sowie die Pumpenansteuerung, in einer Interruptroutine abgearbeitet. Dafür wird das Hauptprogramm, in dem die Displaybefehle bearbeitet werden, immer in denselben Zeitabständen unterbrochen und die Routine ausgeführt. Anschließend läuft wieder das Hauptprogramm an der unterbrochenen Stelle weiter.

Die jeweiligen Anforderungen an die Programmteile werden in den nachfolgenden Abschnitten beschrieben.

### 4.2.1 Generierung der Flussprofile

Die eingesetzte Pumpe wird über eine 8-bit PWM (Pulsweitenmodulation), bei der  $2^8 = 256$  Schritte möglich sind, angesteuert. Dabei wird ein Zähler neben dem eigentlichen Programmablauf fortlaufend von Null auf 255 inkrementiert und beim Überlauf wieder auf Null gesetzt. Der Vorteil einer PWM zu einer Linearregelung ist, dass die Schaltverluste vergleichsweise gering sind.

Bei der verwendeten 12V Pumpe ergibt sich die Stellgröße zu  $\frac{12V}{255} \cdot x$ , wobei  $x$  je nach gewünschter Pulsweite einen Wert zwischen 0 und 255 annehmen kann. Dieser Wert resultiert aus der Mittelwertbildung von eingeschalteter (12V) zu ausgeschalteter (0V) Spannung innerhalb einer Periode, siehe Abbildung 4.10, wodurch eine Gleichspannung erzeugt wird.

Damit diese Schaltpegel nicht zu unerwünschten Nebeneffekten führen, sondern eine konstante Spannung an der Pumpe anliegt, müssen die Zeitabstände, die der Zähler zum Hochzählen benötigt, ausreichend hoch gewählt werden. Dabei ist zu beachten, dass die Größe der Eingangsspannung mit der Veränderung des Puls-Pause-Verhältnisses variiert wird.

Mit dieser Ansteuerung sollen verschiedene Flussprofile realisiert werden. Das Pumpsystem soll neben einem konstanten Fall mit einem sinusförmigen sowie physiologischen Profilen durchströmt werden, die in ihrer Frequenz und Amplitude einstellbar sein sollen. Für die Erzeugung des sinusförmigen Verlaufs sind 120 Werte in einer Look-up Tabelle (LUT) hinterlegt worden. Der Wertebereich der Amplitude deckt den kompletten Bereich der 8-bit PWM ab.

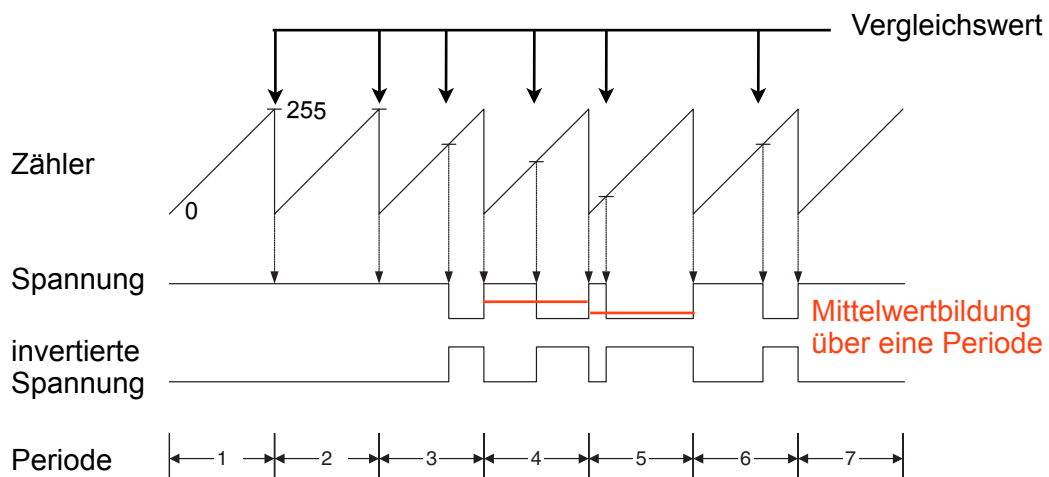


Abbildung 4.10: Grundprinzip einer Pulsweitenmodulation. Je nach Tastverhältnis wird die mittlere Spannung über eine Periode verändert [17, S. 10].

Für den physiologischen Verlauf wurden vier verschiedene, charakteristische Kurven des Blutflusses verwendet. Charakteristisch bedeutet, dass die Verläufe in bestimmten Merkmalen bei den meisten Menschen übereinstimmen [14, S. 38]. Für die Form des Kurvenverlaufs sind zum einen der Messort und zum anderen das Alter des Patienten primär entscheidend. Dies lässt sich einerseits durch die Veränderung des Flussprofils auf dem Weg von der Aorta zur Peripherie und andererseits durch die Abnahme der Gefäßelastizität im Alter begründen, wodurch das Flussprofil verändert wird, siehe Kapitel 2.1.1.

Deshalb wurde aus [18, S. 10] die Kurven des Druckpulses für einen jüngeren (18 Jahre) und einen älteren Patienten (86 Jahre) in der aufsteigenden Aorta sowie in der Arteria radialis entnommen. Diese unterscheiden sich in ihren Kurvenverläufen deutlich und können so bei beliebig einstellbarer Amplitude und Frequenz ein weites Spektrum an Kurvenverläufen abdecken.

Für die LUT der Blutflusswerte wurden an 81 Stützstellen die Druckwerte (in mmHg) von Weber [18, S. 10] entnommen und auf einen 8-bit Bereich skaliert, siehe Abbildung 4.11.

Allerdings soll der Fluss- und nicht der Druckpuls im System simuliert werden. Diese beiden Profile weisen einen unterschiedlichen Verlauf auf, siehe Kapitel 2.1.1. Allerdings gleichen sich die Verläufe mit wachsender Entfernung zum Herzen immer mehr an, siehe Abbildung 4.12.

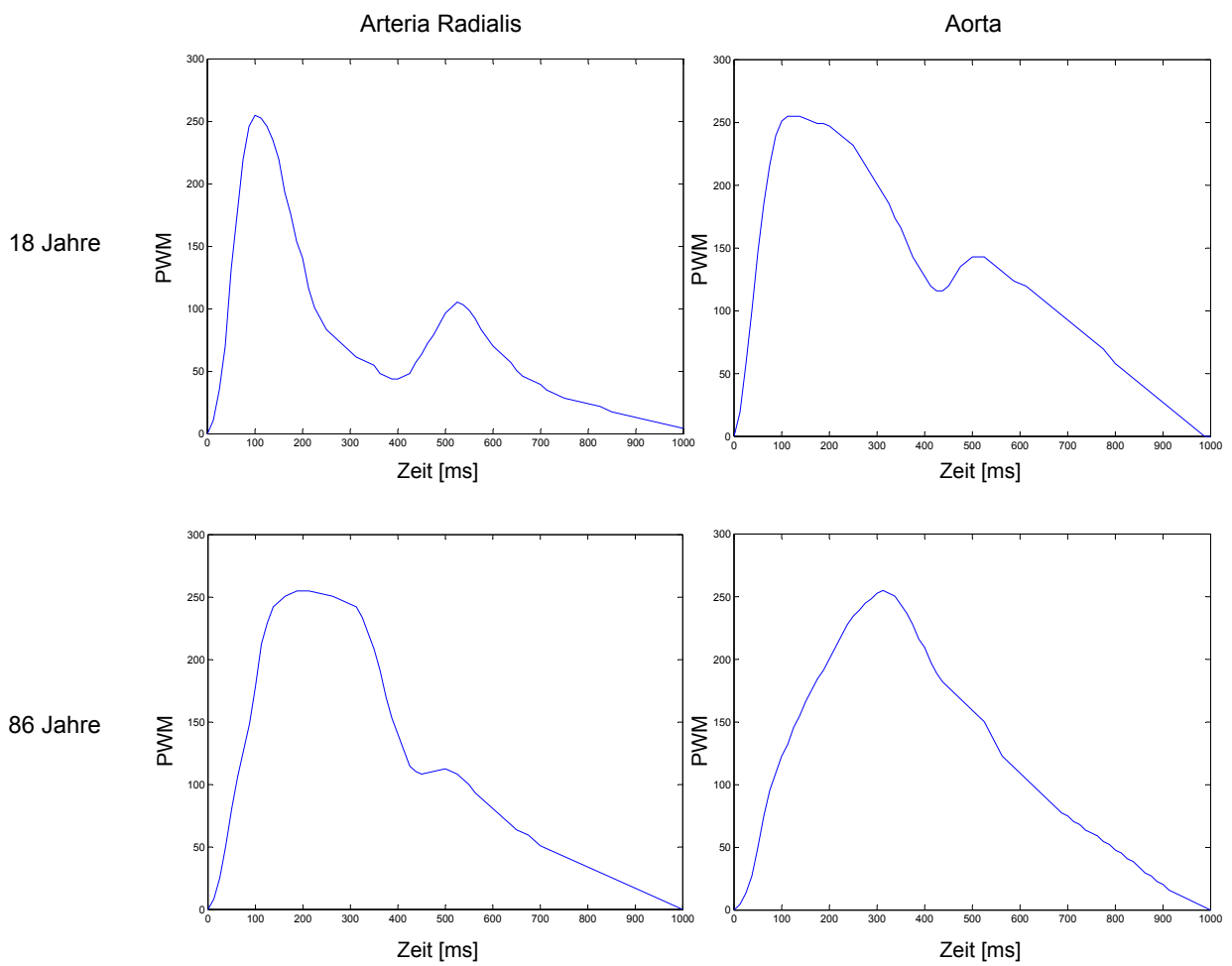


Abbildung 4.11: Blutflusskurven von einem 18- sowie einem 86-Jährigen in der Arteria radialis und in der Aorta [18, S. 10].

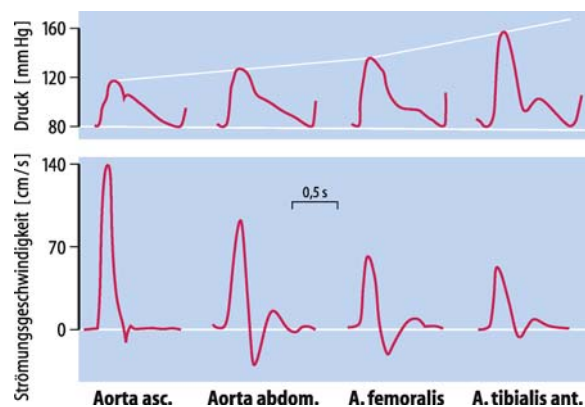


Abbildung 4.12: Druck- und Flusspuls entlang dem arteriellen Hauptrohr [5, S. 627].

Zudem besitzen die Schlauchleitungen im künstlichen System keine Verzweigungen und es treten keine großen Querschnittsveränderungen auf, weshalb der Wellenwiderstand in den Schläuchen als konstant angenommen werden kann. Mit dieser Annahme und Formel (2.4) folgt, dass das Verhältnis von Druckänderung zur Stromstärke ebenso als konstant angesehen werden kann. Da der Flussverlauf nur in peripher gelegene Gefäße simuliert werden soll, kann in dem System für den Druck- und Flusspulsverlauf die gleiche Form angenommen werden.

Für die variable Veränderung der Amplitude beim Sinusverlauf sowie beim Blutdruck müssen die Werte skaliert werden. Allerdings verhält sich die Pumpe nicht linear, was eine Umrechnung von den in den LUT gespeicherten PWM-Werten zu den gewünschten Volumenstromwerten erschwert. Die Pumpenkennlinie kann mithilfe der mitgelieferten Software des Durchflussmessers Sonoflow der Firma Sonotec ermittelt werden. Dabei werden die Stromwerte bei verschiedenen PWM-Werten am Durchflussmesser ausgelesen und in ein Diagramm aufgetragen, siehe Abbildung 4.13.

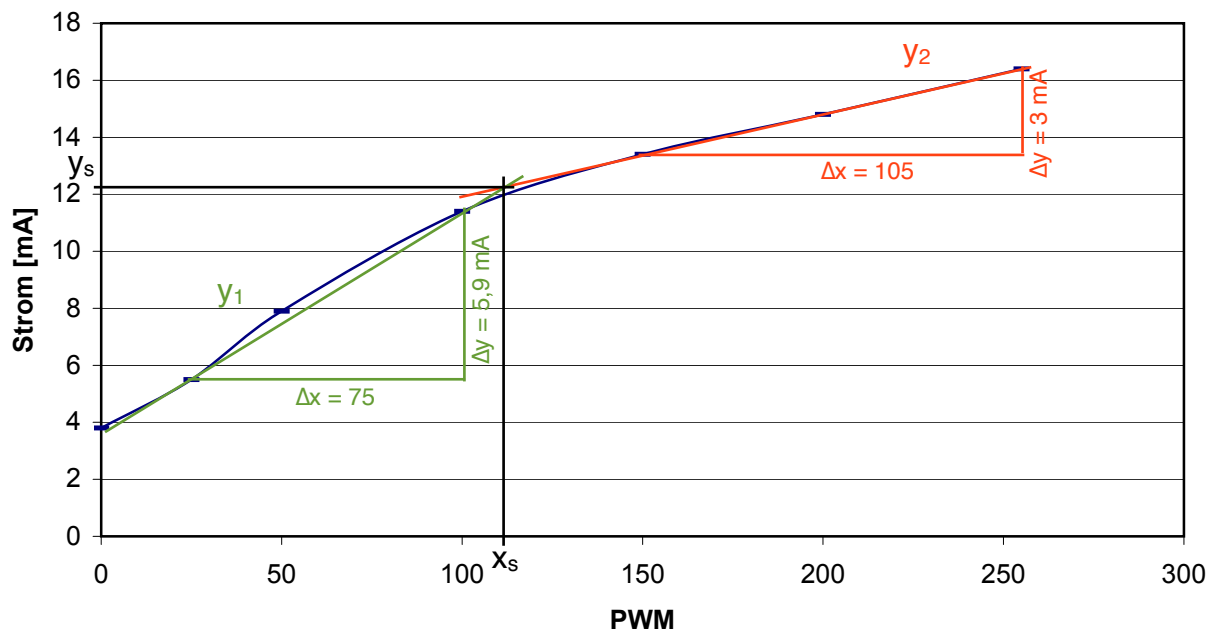


Abbildung 4.13: Pumpenkennlinie mit einer linearen Annäherung mittels zweier Geraden sowie deren Steigungsdreiecke.

Wichtig für eine möglichst exakte Messung ist, dass die Auflösung in der Software des Durchflussmessers angepasst wird. Dafür werden an die Pumpe die maximalen 12V angelegt und der Wert am Monitor des Durchflussmessers abgelesen. Dieser liegt in etwa um die  $16 \frac{\text{ml}}{\text{s}}$ , weshalb

die obere Grenze am Durchflussmesser auf  $20 \frac{ml}{s}$  festgelegt wurde. Der maximale Fluss variiert zwar abhängig von den Systemeigenschaften, wie durchströmendes Medium, Schlauchlänge sowie Phantom, und von den äußeren Bedingungen, wie Raumtemperatur und Druck, jedoch nur in geringem Maße.

Aus der Graphik wird ersichtlich, dass die effektivste Näherung der Pumpenkennlinie über zwei Geraden erfolgt. Diese können über die Geradengleichung  $y = m \cdot x_n + b$  beschrieben werden, wobei  $y$  den Stromwert,  $m$  die Steigung,  $x_n$  den PWM-Wert  $n$  und  $b$  den y-Achsenabschnitt beschreiben. Die Parameter  $m$  und  $b$  können für die Gerade  $y_1$  wie folgt berechnet werden.

$$m_1 = (x_{100} - x_{25}) \cdot \frac{100}{75} \quad (4.1)$$

$$b_1 = (x_{25} \cdot 100) - (m_1 \cdot 25) \quad (4.2)$$

Für die Gerade  $y_2$  gelten folgende Zusammenhänge:

$$m_2 = (x_{255} - x_{150}) \cdot \frac{100}{105} \quad (4.3)$$

$$b_2 = (x_{150} \cdot 100) - (m_2 \cdot 150) \quad (4.4)$$

Da der vom System erreichbare Höchstwert des Volumenstroms nicht immer gleich ist, ist eine Kalibrierung notwendig. Dafür werden der Pumpe für ein paar Sekunden nacheinander die PWM-Werte 25, 100, 150 und 255 gestellt und die entsprechenden Stromwerte gespeichert. Mit den Geradengleichungen (4.1) - (4.4) können die PWM-Werte, die in den LUT gespeichert sind, in Stromwerte umgerechnet werden. Diese Stromwerte werden anschließend über eine weitere Geradengleichung in die entsprechenden Volumenstromwerte umgerechnet.

Wichtig für diese Berechnung ist zudem, dass der Schnittpunkt der beiden Geraden ermittelt wird, um so den PWM-Wert sowie den Stromwert bestimmen zu können, bei dem der Volumenstrom über die eine oder die andere Gerade berechnet wird, siehe Abbildung 4.13.

$$x_s = \frac{b_2 - b_1}{m_1 - m_2} \quad (4.5)$$

$$y_s = \frac{m_1 \cdot x_s + b_1}{100} \quad (4.6)$$

Auf Grundlage der in den LUT hinterlegten PWM-Werten kann über diese Umrechnung eine Skalierung der Amplitudenwerte vorgenommen werden.

Für die Variabilität der Frequenz hingegen müssen die Zeitabstände zwischen den einzelnen Stützwerten entsprechend angepasst werden. Um immer exakt die gleichen Zeitabstände zu gewährleisten, wird ein weiterer 8-bit Timer/Counter verwendet. Dieser zählt intern von Null bis 255 hoch, löst einen Interrupt aus und setzt sich beim Überlauf wieder auf Null und fängt erneut an hochzuzählen. Dieses Hochzählen läuft im Hintergrund vom normalen Programmablauf ab. Immer zu derselben Zeit  $t_{ISR}$  wird das Hauptprogramm unterbrochen und die Interruptroutine abgearbeitet. Anschließend läuft das Programm wieder an der unterbrochenen Stelle weiter bis der nächste Interrupt ausgelöst wird. Die Zeit  $t_{ISR}$  lässt sich mithilfe des Systemtaktes nach Formel 4.7 berechnen [19].

$$t_{ISR} = \frac{2^{Bit\ des\ Timers} \cdot Prescaler \cdot 1000}{Systemtakt\ [Hz]} \quad [ms] \quad (4.7)$$

Um die Zeit  $t_{ISR}$  richtig auszuwählen und den dafür benötigten Prescaler einzustellen, müssen die gewünschten Periodenlängen betrachtet werden.

Wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben, beträgt die Schlagfrequenz des Herzens etwa 60 bis 80 Schläge in der Minute, woraus sich eine Periodendauer von etwa 1,0 s bis etwa 0,75 s beim natürlichen Vorbild ergibt. Für die Nachbildung des Ruhepulses wird eine Periodendauer von 1,0 s ausgewählt und für die Simulation einer Bradykardie (Herzfrequenz unter 50 Schläge pro Minute) werden zusätzlich Herzfrequenzen von 45 sowie 30 Schläge pro Minute simuliert [5, S. 584]. Daraus resultieren Periodendauern von 1,33 s und 2 s. Kürzere Zeiten, die bei Tachykardien (Herzfrequenzen über 100 Schläge pro Minute) entstehen, sollen mit dem System nicht realisiert werden.

Da der Sinusverlauf im Gegensatz zu den 81 Werten beim Blutfluss aus 120 gespeicherten Werten besteht, muss für einen vergleichbaren, zeitlichen Abstand zwischen den einzelnen Stützstellen eine größere Periode gewählt werden. Deshalb können beim Sinusverlauf Periodenlängen von 1,5 s, 2,0 s und 2,5 s eingestellt werden. Für die Erzeugung dieser Periodendauer müssen die Zeiten  $t$  zwischen den einzelnen Stützwerten variiert werden, siehe Abbildung 4.14. Zur besseren Darstellung wurden hier anstatt der 81 nur elf Stützstellen verwendet. Nach jeder Zeitspanne  $t$  soll der Durchflussmesser ausgelesen, die Regelung berechnet und die Stellgröße an die Pumpe übergeben werden. Im Beispiel in Abbildung 4.14 wurde eine Zeit  $t_{ISR} = \frac{t}{2}$  gewählt. Dies bedeutet, dass bei jedem zweiten Sprung in die Routine die Pumpenansteuerung erfolgen soll.

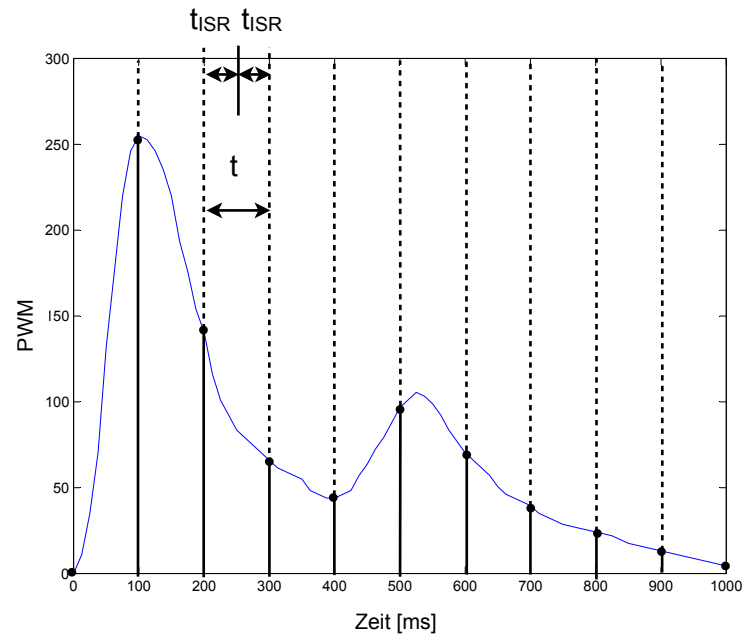


Abbildung 4.14: Darstellung der Zeiten  $t$  und  $t_{ISR}$  anhand einer Blutflusskurve mit elf Stützstellen.

Um alle Periodenlängen mit einer gemeinsamen Zeit  $t_{ISR}$  zu erzeugen, muss für jede Zeit  $t$  ein ganzzahliger Teiler gefunden werden. Bei einer Zeit von  $t_{ISR} = 4,17 \text{ ms}$  können alle Periodendauern exakt nachgebildet werden. Die Teiler ( $fast$ ) sind in Tabelle 4.1 dargestellt. Die Teiler  $\frac{fast}{2}$  bei der Zeit  $\frac{t}{2}$  werden für die doppelte Regelberechnung benötigt und müssen nicht unbedingt genau die Hälfte von  $t$  ergeben, siehe Kapitel 5.

Periodendauer [s]	Zeit $t$ zwischen zwei Stützstellen [ms]	$\frac{t}{2}$ [ms]	$fast$	$\frac{fast}{2}$
Sinusverlauf - 120 Werte				
1,5	12,5	6,25	3	1,5 (1)
2,0	16,67	8,33	4	2
2,5	20,83	10,42	5	2,5 (2)
Blutfluss - 81 Werte				
1,0	12,35	6,17	3	1,5 (1)
1,35	16,67	8,33	4	2
2,0	24,69	12,35	6	3

Tabelle 4.1: Berechnete Zeit  $t$  zwischen zwei Stützstellen sowie Multiplikationsfaktoren ( $fast$ ) bei einer Zeit  $t_{ISR}$  von  $4,17 \text{ ms}$ .



Beim konstanten Fall ist die Zeit zwischen den einzelnen Werten irrelevant. Es wird ein  $fast = 3$  gesetzt, womit die Regelung häufiger berechnet wird, was das Erreichen des Endwertes beschleunigt. Die Regelung wird in Kapitel 4.2.2 ausführlich beschrieben. Für den Abstand zwischen den einzelnen Stützstellen wird in der Interruptroutine bei jedem Auslösen eine Variable  $step$  inkrementiert. Entspricht dieser Wert dem Teiler  $fast$ , wird nach der gewünschten Zeit  $t = step \cdot t_{ISR}$  die Regelberechnung ausgelöst.

Wichtig ist dabei, dass in der Interruptroutine der Timer/Counter gestoppt wird, so dass nicht eine Interruptroutine von einer neuen Routine unterbrochen werden kann. Dies tritt auf, wenn die Zeit für die Abarbeitung der Routine länger dauert als die Interruptzeit  $t_{ISR}$ .

### 4.2.2 Reglerauslegung

Für die Validierung des Ultraschallsensors muss ein vorgegebenes Stellsignal mit dem gemessenen Ultraschallsignal verglichen werden. Dabei stellt jedoch die Dämpfung im System ein Problem dar. Die von der Pumpe gestellten Werte verändern sich im Schlauchsystem und kommen folglich verändert an der Messstrecke an. Deshalb ist ein Durchflussmesser in den Kreislauf geschaltet, der zuverlässig die gestellten Werte messen und zurückliefern kann. Die am Durchflussmesser gemessenen Istwerte sollen auf die tatsächlich gestellten Sollwerte geregelt werden, um zu gewährleisten, dass die eingestellten Werte auch in der Messstrecke im Phantom vorherrschen.

Um einen geeigneten Regler auszuwählen, muss zunächst die Regelstrecke identifiziert werden. Dies bedeutet, dass das Reaktionsverhalten aller unveränderlichen Teile des Systems beurteilt werden muss, vergleiche Kapitel 2.3.1. Dafür wird das System mit einem Einheitssprung beaufschlagt und das Einschwingverhalten am Oszilloskop aufgenommen und beurteilt. Bei einer Sprungfunktion wird zu einem bestimmten Zeitpunkt die Eingangsgröße von Null auf einen beliebigen Wert gesetzt. Daraus kann die Zeitkonstante des Systems  $T$ , die Totzeit  $T_t$  sowie die statische Verstärkung  $K_s$  des Systems ermittelt werden.  $T$  und  $T_t$  werden über das Anlegen der Tangente in der Sprungantwort ermittelt und beschreiben die Reaktionsgeschwindigkeit des Systems.  $K_s$  beschreibt die Dämpfung ( $K_s < 1$ ) oder Verstärkung ( $K_s > 1$ ) des Systems. Aufgrund der dämpfenden Eigenschaften des Schlauchsystems wird ein  $K_s < 1$  erwartet.

Dabei haben die Einstellungen am Durchflussmesser einen signifikanten Einfluss auf das Zeitverhalten des Systems. Die gemessenen Werte können entweder direkt übermittelt oder mehrere Werte vor dem Versenden gespeichert und durch Mittelungen mit oder ohne gleitendem Mittelwert

zusammengefasst werden, siehe Abbildung 4.15.

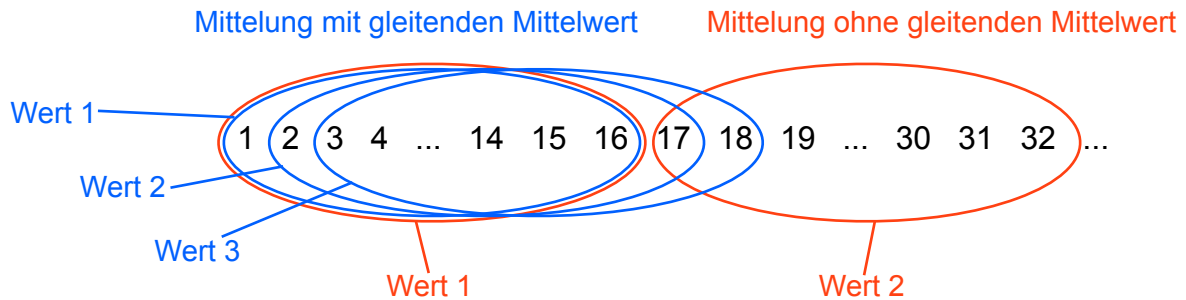


Abbildung 4.15: Schematische Darstellung der Mittelwertberechnung bei einer Mittelung von 16 Werten mit und ohne gleitenden Mittelwert.

Der Durchflussmesser liefert ohne gleitendem Mittelwert im Vergleich zu derselben Mittelung mit gleitendem Mittelwert weniger Werte zurück, was für den Regler von Nachteil ist. Deshalb werden im Folgenden nur Mittelungen mit gleitendem Mittelwert betrachtet.

Das Reaktionsverhalten der Strecke wurde mit einem Oszilloskop bei verschiedenen Mittelungen sowie ohne Mittelung aufgenommen und anschließend miteinander verglichen. Der Unterschied von einer Mittelung mit gleitendem Mittelwert von 16 Werten und einer ungefilterten Übermittlung der Werte ist in Abbildung 4.16 dargestellt. Zur besseren Veranschaulichung wurde das System bei den aufgezeichneten Sprungantworten mit einem invertierten Einheitssprung beaufschlagt.

Aus dieser Abbildung wird der Unterschied von einer Mittelung und einer direkten Übermittlung der Messwerte ersichtlich: Bei eingeschalteter Mittelung übermittelt der Durchflussmesser den Eindruck länger zum Einschwingen zu benötigen als ohne Mittelung.

Der Vorteil der ausgeschalteten zur eingeschalteten Mittelung ist, dass der Durchflussmesser schneller den tatsächlichen Durchfluss misst. Nachteilig ist, dass Ausreißer nicht herausgeglättet werden, was jedoch vom Regler übernommen wird. Deshalb wird für das System die Mittelung am Durchflussmesser ausgeschaltet.

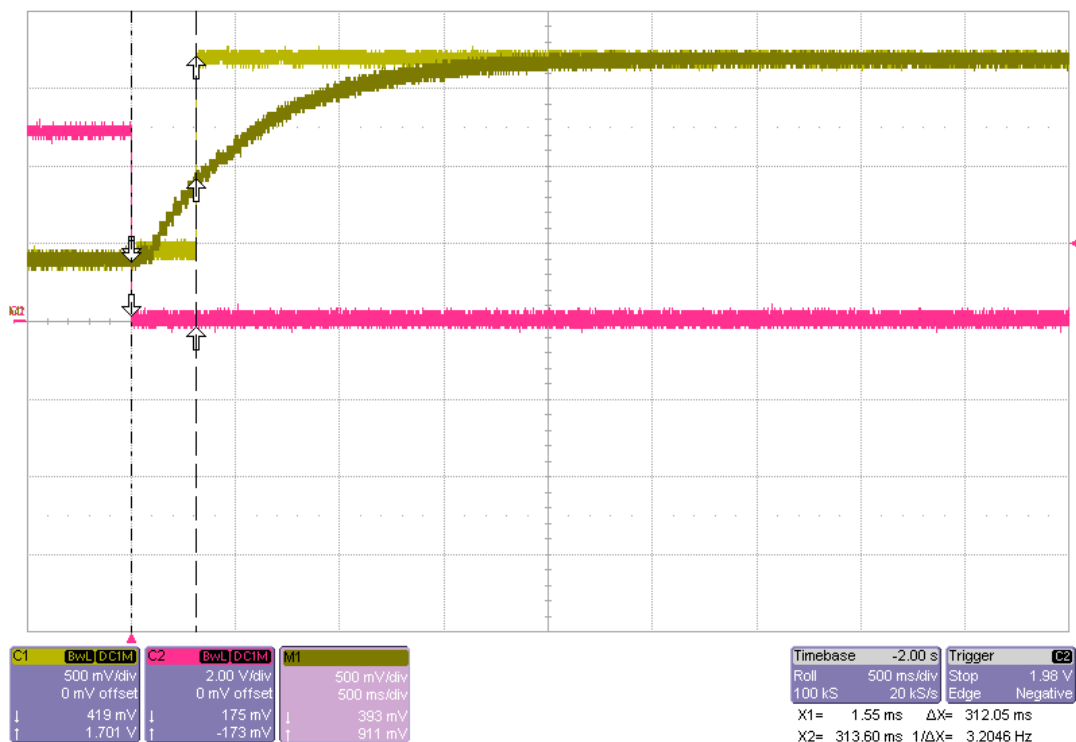


Abbildung 4.16: Sprungantwort des Systems auf einen invertierten Einheitssprung (pink) bei einer Mittelung mit gleitendem Mittelwert von 16 Werten (dunkelgrün) und bei keiner Mittelung (hellgrün).

Zur Parameterermittlung muss zuerst das grundsätzliche Systemverhalten bestimmt werden. In Abbildung 4.17 ist die Sprungantwort einer ungefilterten Übertragung der Messwerte bei einer PWM von 100 dargestellt. Aus dieser Graphik wird ersichtlich, dass die Strecke einem PT1-Glied mit Totzeit gleicht. Durch das Anlegen einer Tangente an diese Sprungantwort können eine Zeitkonstante  $T \simeq 100 \text{ ms}$  und eine Totzeit  $T_t \simeq 28,26 \text{ ms}$  bestimmt werden. Da bereits das Anlegen dieser Tangente ein Unsicherheitsfaktor ist, sind gewisse Schwankungen in den Parametern zu erwarten.

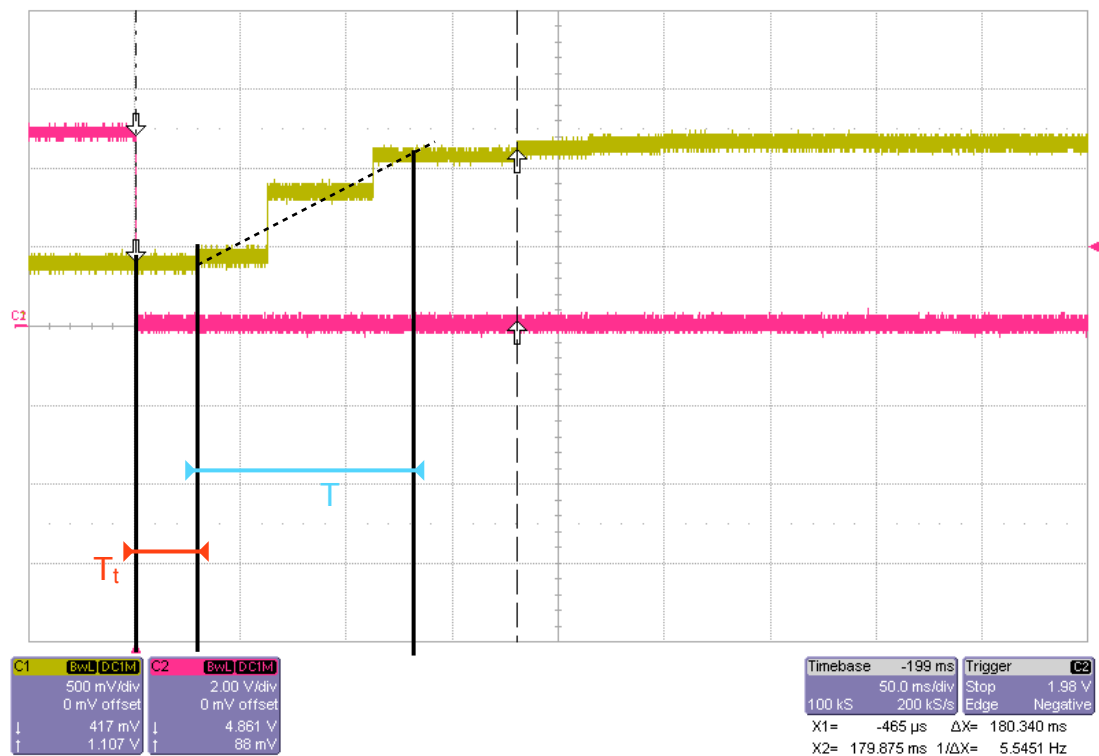


Abbildung 4.17: Sprungantwort des Systems bei einer ungefilterten Übertragung der Messwerte bei einer PWM von 100. Über das Anlegen der Tangente kann die Zeitkonstante  $T$  sowie die Totzeit  $T_t$  ermittelt werden.

Die statische Verstärkung der Strecke  $K_s$  lässt sich über Formel (4.8) berechnen [21].

$$K_s = \frac{\text{Istwertänderung [\%]}}{\text{Stellgrößenänderung [\%]}} \quad (4.8)$$

Da sich die Pumpe nicht linear verhält, ergibt sich je ein  $K_s$  für den Bereich unterhalb sowie oberhalb von  $x_s$ , siehe Abbildung 4.13. Aus dieser Graphik können die Änderungen der Stellgröße (PWM-Wert) und des Istwertes (Stromwert) mithilfe der eingezeichneten Steigungsdreiecke abgelesen werden. Für die Berechnung der prozentualen Änderung dieser Werte muss auf beiden Geraden ein maximaler Wert definiert werden. In Tabelle 4.2 sind die Stellgrößen- und Istwertänderungen, der Bezugswert und die daraus ermittelten prozentualen Änderungen sowie die berechneten Werte für  $K_s$  aufgetragen.

## 4.2 Software

Bereich	Stellgrößen- änderung	Istwertänderung [mA]	maximale PWM	maximaler Strom [mA]	Stellgrößen- änderung [%]	Istwertänderung [%]	$K_s$
oberhalb $x_s$	105	3	255	16,4	41,2	18,3	0,4
unterhalb $x_s$	75	5,9	100	11,4	75	51,8	0,7

Tabelle 4.2: Ermittlung der prozentualen Stellgrößen- sowie Istwertänderung für die Berechnung von  $K_s$ .

Die ermittelten Streckenparameter werden für die Parameterberechnung der Regler benötigt, siehe Tabelle 4.3.  $K_p$  beschreibt die proportionale Verstärkung,  $T_n$  die Nachstellzeit und  $T_v$  die Vorhaltezeit. Das Verhältnis  $\frac{K_p}{T_n}$  beschreibt die Verstärkung eines I-Anteils und das Produkt  $K_p \cdot T_v$  ist die Verstärkung eines D-Anteils.

Regler	$K_p$	$T_n$	$T_v$
P-Regler	$\frac{T}{K_s \cdot T_t}$	-	-
PI-Regler	$0,9 \cdot \frac{T}{K_s \cdot T_t}$	$3,33 \cdot T_t$	-
PID-Regler	$1,2 \cdot \frac{T}{K_s \cdot T_t}$	$2,0 \cdot T_t$	$0,5 \cdot T_t$

Tabelle 4.3: Berechnete Parameter eines P-, PI- und eines PID-Reglers mithilfe der Streckenparameter nach Ziegler und Nichols [8, S. 442].

Für die Reglerauslegung wurde zuerst eine Simulation in Matlab/SIMULINK durchgeführt. Als Strecke wurde ein ideales PT1-Glied mit Totzeit mit den ermittelten Parametern aus der Sprungantwort verwendet.

Für diese Strecke muss nun ein geeigneter Regler ausgewählt werden. Die verschiedenen Regler mit ihren Vor- und Nachteilen sind in Kapitel 2.3.2 vorgestellt.

Allgemein lässt sich sagen, dass eine kontinuierliche Strömung einfacher zu regeln ist, da keine dynamischen Anforderungen bestehen. Die mittlere Strömungsgeschwindigkeit muss in einer endlichen Zeit erreicht und stationär genau gehalten werden. Bei zeitvarianten Strömungen hingegen muss ein Geschwindigkeitsprofil geregelt werden. Zu jedem Abtastzeitpunkt wird dabei eine neue Sollgröße gestellt, auf die der Regler reagieren muss. Deshalb werden hier im Vergleich zu einer konstanten Regelung höhere Anforderungen an den Regler gestellt.

Wie in Kapitel 4.2.1 beschrieben, wird die Regelung mit einer hohen Taktrate ausgeführt, weshalb

er in erster Linie schnell reagieren sollte. Zudem soll in dieser kurzen Zeit auf den gewünschten Sollwert stationär genau geregelt werden können.

Als Regler wurde deshalb ein PI-Regler ausgewählt, bei dem der P-Anteil die Reaktion des Reglers proportional verstärkt und durch den I-Anteil der Endwert stationär genau erreicht wird. Versuche an dem System zeigten, dass ein PI-Regler in dem System effektiver regelt als ein PID-Regler, so dass ein D-Anteil nicht notwendig ist. Der Regelkreis eines PI-Reglers in einem System mit einem PT1-Element mit Totzeit ist in Abbildung 4.18 gezeigt.

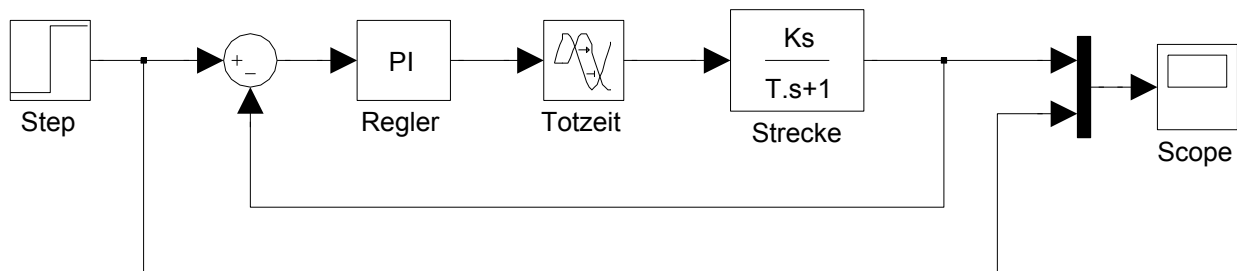


Abbildung 4.18: Regelkreis eines PI-Reglers in einem System mit einem PT1-Glied mit Totzeit in Matlab/SIMULINK.

Für die Berechnung der Reglerparameter nach Ziegler und Nichols, siehe Tabelle 4.3, wurden die Zeitkonstante und die Totzeit der Strecke, die aus Abbildung 4.17 ermittelt wurden, verwendet. Da jedoch der Durchflussmesser laut Datenblatt nur etwa alle 20 ms einen Messwert liefert, siehe Kapitel 4.1.2, können kürzere Zeiten als dieses Messintervall nicht erkannt werden.

Diese eventuell falsche Annahme von  $T$  und  $T_t$  kann der Grund sein, dass das  $K_s$  des Reglers nicht dem  $K_s$  der Strecke entspricht. Durch empirisches Ermitteln wird die Feinjustierung der Reglereinstellung vorgenommen. Dabei wurde für die statische Verstärkung des Reglers für den Bereich oberhalb von  $x_s$  ein  $K_s = 4$  und unterhalb von  $x_s$  ein  $K_s = 5$  ermittelt. Das Reaktionsverhalten dieses Reglers mit einem  $K_s = 4$  in dem simulierten Regelkreis ist in Abbildung 4.19 dargestellt. Dabei zeigt dieser mit dem angenommenem Streckenverhalten ein langsames Verhalten als in der Realität, was an falschen Annahmen des Systemverhaltens liegen kann.

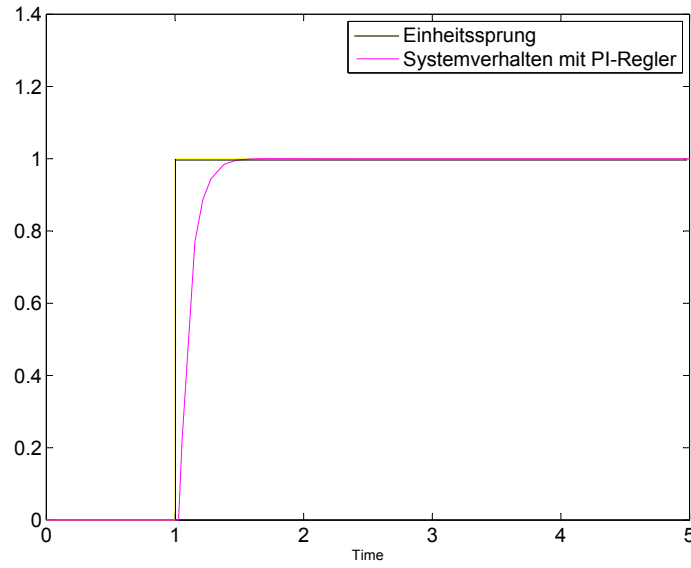


Abbildung 4.19: Reaktion des ausgelegten PI-Reglers mit  $K_s = 4$  auf einen Einheitssprung im simulierten Regelkreis.

Für die Übertragung des ausgelegten PI-Reglers auf einen Digitalrechner muss der analoge Regler (4.9) gemäß [9] diskretisiert werden, vergleiche Kapitel 2.3.2.

$K_p$  ist hierbei der proportionale Verstärkungsfaktor,  $T_n$  die Nachstellzeit und  $x_d$  die Regeldifferenz.

$$y_k = K_p \cdot \left( x_d(t) + \frac{1}{T_n} \int x_d(t) dt \right) \quad (4.9)$$

Dieser kann, wie in (4.10) dargestellt, durch einen diskreten Regelalgorithmus ersetzt werden. Hierbei beschreibt  $x_{d,k-n}$  die Regeldifferenz zum Zeitpunkt  $n$  und  $T_a$  die Abtastzeit.

$$y_k = K_p \cdot \left( x_{d,k} + \frac{1}{T_n} \sum_{i=0}^{k-1} x_{d,i} \cdot T_a \right) \quad (4.10)$$

Dieser Regelalgorithmus ist jedoch aufgrund des großen Speicherbedarfs in der Praxis ungeeignet. Für die Programmierung auf Digitalrechnern sind rekursive Algorithmen besser geeignet, die der Differenz  $y_k - y_{k-1}$  entspricht. Dabei wird die Stellgröße der vorangegangenen Regelung ( $y_{k-1}$ ) berücksichtigt.

$$y_{k-1} = K_p \cdot \left( x_{d,k-1} + \frac{1}{T_n} \sum_{i=0}^{k-2} x_{d,i} \cdot T_a \right) \quad (4.11)$$

Die Differenz aus Formel (4.10) und (4.11) ergibt sich zur rekursiven Form des PI-Regelalgorithmus [8, S. 487].

$$y_k = y_{k-1} + K_p \cdot \left[ x_{d,k} - \left( 1 - \frac{T_a}{T_n} \right) \cdot x_{d,k-1} \right] \quad (4.12)$$

Der ausgelegte PI-Regler regelt innerhalb weniger Regeltakten auf den gewünschten Sollwert. Das System kann mit dieser Regelung schnellen Stellgrößenänderungen folgen, die vor allem bei physiologischen Profilen auftreten. Die Istwertkurve schwingt in geringen Volumenstrombereichen teilweise über den Sollwert, jedoch nur in geringem Maße, wie in Abbildung 4.20 anhand der Regelung eines physiologischen Profils in der Arteria radialis eines 18-Jährigen deutlich wird.

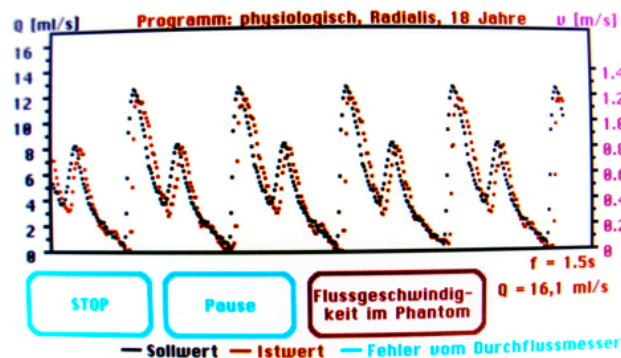


Abbildung 4.20: Regelung eines physiologischen Profils in der Arteria Radialis eines 18-Jährigen.

### 4.2.3 Kommunikation zwischen Display und Mikrocontroller

Die Kommunikation zwischen dem Display und dem Mikrocontroller ist zum einen wichtig, um die Daten auf dem Display darzustellen und zum anderen, um das System über die Eingabe auf dem Touchpanel zu bedienen.

Beim Senden werden die Befehle über einzelne ASCII-Zeichen auf das Display geschickt. Ein Befehl wird immer aus dem Escape-Zeichen (#) sowie zwei Buchstaben für die gewünschte Aktion zusammengesetzt. Zusätzlich müssen bei fast allen Befehlen zusätzliche Informationen, wie Größe, Form oder Ort, angegeben werden. Damit der Befehl vom Display ausgeführt wird, muss immer eine Prüfsumme mitgeschickt werden. Darüber überprüft das Display, ob der Datensatz



korrekt versendet wurde. Ist dies der Fall, wird ein Acknowledge-Byte (ACK) vom Display zurückgesendet, dessen Generierung eine gewisse Zeit in Anspruch nimmt.

Messungen am Oszilloskop ergaben, dass bei dem einfachsten Befehl, der nur aus drei Zeichen besteht, das Display etwa 600  $\mu\text{s}$  benötigt, um das ACK zu generieren. Je länger der Befehlssatz ist, desto mehr Zeit benötigt das Display für die Antwort. Bei einem Befehl mit vier Werten dauert die Generierung bereits etwa 700  $\mu\text{s}$  und bei elf Werten etwa 1,6 ms.

Deshalb sollten während dem Betrieb der Pumpe so wenig Displaybefehle wie möglich versendet werden. Versuche zeigten, dass die graphische Darstellung der Messwerte auf dem Display neben dem Regelalgorithmus erfolgen können. Größere Befehle hingegen, wie beispielsweise ein Koordinatensystem zu zeichnen, können nicht zwischen zwei Regeltakten komplett übertragen werden, da die Regelung eine höhere Priorität besitzt. Kann das Display die Befehlssätze nicht korrekt ausführen, wird das Display für weitere Daten blockiert. Deshalb sollten große Befehle während dem Regelalgorithmus vermieden werden.

Das Empfangen der Daten vom Display, wie beispielsweise ob eine Touch-Taste gedrückt worden ist, erfolgt ähnlich zum Senden von Daten. Das Display stellt jede Informationen über eine Veränderungen auf dem Display in den Sendepuffer.

Das Versenden der Anfrage und die anschließende Generierung des ACK-Bytes verläuft nach demselben Prinzip wie beim einfachen Senden der Daten. Nach dem Auslesen der korrekten Empfangsbestätigung des Displays kann der Sendepuffer zeichenweise ausgelesen werden. Zwischen den einzelnen Zeichen muss wie beim Generieren des ACK-Bytes eine gewisse Zeit gewartet werden. Diese Zeitspanne wurde empirisch ermittelt und beträgt etwa 400  $\mu\text{s}$ . Die Informationen verbleiben dabei solange im Sendepuffer, bis ein neuer Befehl versendet wird oder der Sendepuffer ausgelesen wird.

Das Abfragen des Displays auf eventuell vorhandene Daten benötigt deutlich mehr Zeit als das Senden von Befehlen. Trotzdem können sie während des Pumpbetriebes nicht ganz vermieden werden, beispielsweise zum Stoppen des Programms. Die Zeitabstände zwischen den Abfragen wurden empirisch ermittelt, so dass die Reaktionen auf Touch-Tastendrucke nahezu verzögerungsfrei erscheinen. Das Display wird nach jedem zehnten, geregelten Wert auf Daten abgefragt.

## 5 Inbetriebnahme des Pumpsystems

Das Pumpsystem lässt sich komplett über das Display steuern. Der Koffer muss nur für das Befüllen und Entleeren des Behälters geöffnet werden. Der grundlegende Ablauf des Programms ist in Abbildung 5.2 in Form eines Flussdiagramms skizziert.

Nach der Initialisierung aller Variablen, des UART, des AD-Wandlers sowie der Timer/Counter, wird auf dem Display der Startbildschirm angezeigt. Nachdem eine Flüssigkeit in den Tank gefüllt wurde, wird der Koffer geschlossen und das System über die Eingabe auf dem Display befüllt.

Anschließend ist eine Kalibrierung notwendig. Nach der Bestätigung auf dem Display werden der Pumpe vier verschiedene PWM-Werte gestellt, die für die Umrechnung von den PWM-Werten in den Volumenstrom notwendig sind, siehe Kapitel 4.2.1.

Nach der Kalibrierung kann auf dem Display entweder ein konstantes, sinusförmiges oder physiologisches Flussprogramm ausgewählt werden. Des Weiteren gibt es auf diesem Auswahlbildschirm die Möglichkeit das System neu zu kalibrieren oder auch zu entleeren, siehe Abbildung 5.1.

Bei sämtlichen, folgenden Displayfotos wurden die Farben invertiert, um sie hier besser abbilden zu können.



Abbildung 5.1: Displayanzeige zur Programmauswahl.

## 5 Inbetriebnahme des Pumpsystems

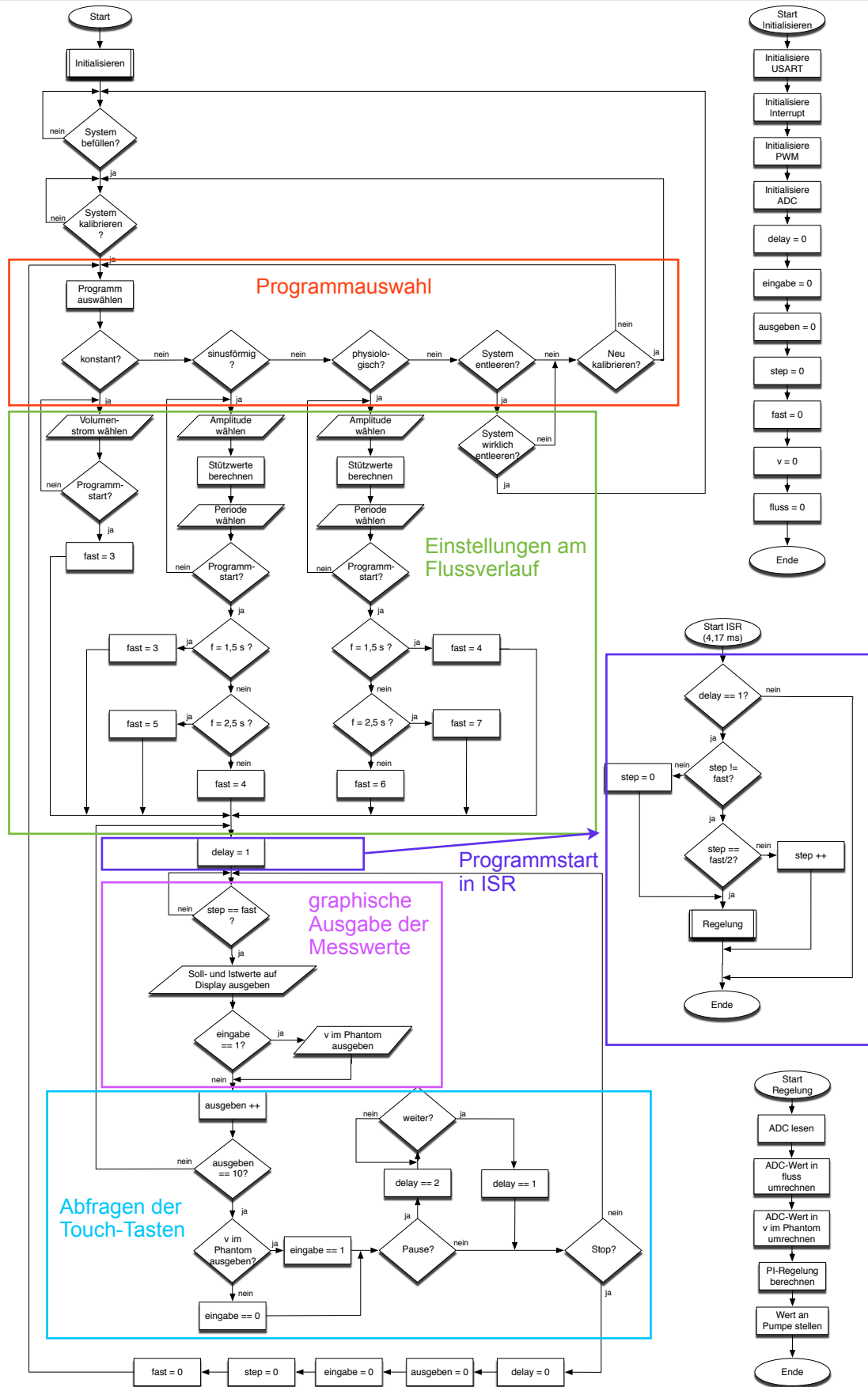


Abbildung 5.2: Programmablaufplan für das Pumpsystem.

Wird das konstante Flussprofil ausgewählt, kann auf dem Display der gewünschte Volumenstrom gewählt werden. Zum einen kann die Höhe des Volumenstroms mithilfe eines Reglers ausgewählt werden und zum anderen können ganzzahligen Werte für den Volumenstrom über eine einblendbare Tastatur eingegeben werden, siehe Abbildung 5.3.

Bei der Einstellung durch den Regler wird die Veränderung der Größe des Verlaufs graphisch dargestellt sowie als Zahlenwert ausgegeben. Der dabei maximal einstellbare Volumenstrom ist der gemessene Maximalfluss aus der Kalibrierung.

Beim sinusförmigen sowie bei den physiologischen Verläufen wird die maximale Amplitude mit der gleichen Methode wie beim konstanten Profil gewählt. Die Stützstellen werden anhand dem gewünschten, maximalen Volumenstrom und dem festen Minimum von Null berechnet. Für die graphische Echtzeitdarstellung des Flussverlaufs werden bei jeder Veränderung der Amplitude die Stützstellen berechnet und auf dem Display ausgegeben. Die Displaydarstellung am Beispiel eines sinusförmigen Verlaufs ist in Abbildung 5.3 dargestellt.

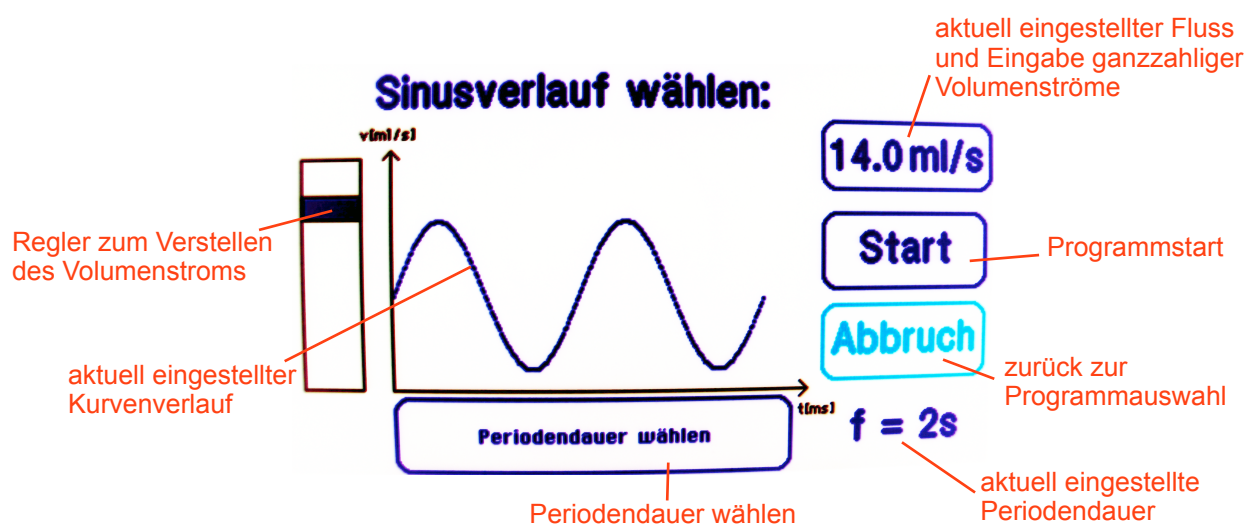


Abbildung 5.3: Displayanzeige zum Einstellen des Flussprofils am Beispiel des Sinusverlaufs.

Bei den dynamischen Profilen soll neben der Amplitude, die Periodendauer einstellbar sein. Als Voreinstellung für die Periodendauer sind beim Sinusverlauf 2 s und beim Blutfluss 1,35 s eingestellt. Weitere Wahlmöglichkeiten sind beim Sinusverlauf 1,5 s und 2,5 s sowie 1,0 s und 2,0 s beim Blutfluss. Die Displayanzeige zur Wahl der Periodendauer ist am Beispiel des Sinusverlaufs in Abbildung 5.4 dargestellt.

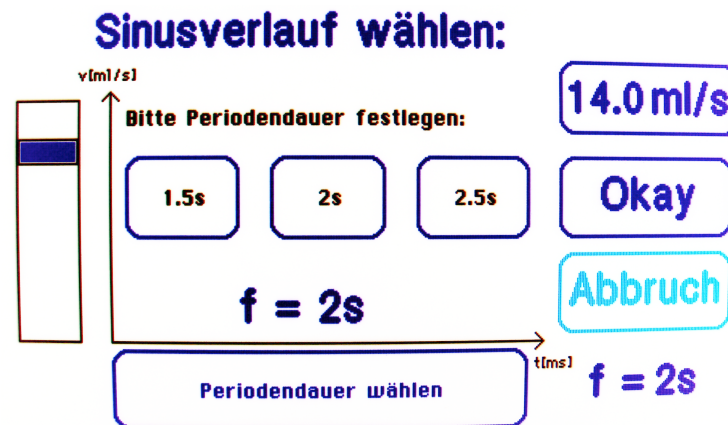


Abbildung 5.4: Wahl der Periodendauer am Beispiel des Sinusverlaufs.

Je nach gewähltem Flussprofil wird ein Wert *fast* gesetzt, der die Abstände zwischen den einzelnen Stützstellen bestimmt, siehe Kapitel 4.2.1. Beim physiologischen Verlauf kann nach der Programmauswahl der Messort (Aorta oder Arteria radialis) gewählt werden. Unabhängig vom Messort folgt die Wahl des Alter des Patienten (18 oder 86 Jahre), siehe Abbildung 5.5.



Abbildung 5.5: Wahl des Alters des Patienten bei einer Messung in der Aorta (links) oder in der Arteria radialis (rechts).

Ist der gewünschte Verlauf ausgewählt, kann die Amplitude sowie die Periodendauer gewählt werden. Mit Drücken des Start-Buttons läuft das Programm an, mit dem Abbruch-Button kann zur Programmauswahl zurückgekehrt werden, vergleiche Abbildung 5.3. Wird das Programm gestartet, wird eine Variable *delay* gesetzt, über die in der Interruptroutine die Regelung gestartet und somit die Pumpe angesteuert wird, siehe Abbildung 5.2. Auf dem Display wird ein Koordinatensystem dargestellt, in das die Messwerte graphisch übertragen werden.

Versuche zeigten, dass die Flussprofile besser geregelt werden, wenn zu jedem Sollwert die Regelung zweimal berechnet und dieser Wert anschließend der Pumpe übergeben wird. Deshalb wird zu der Zeit  $\frac{t}{2}$  sowie zur Zeit  $t$  die Regelung in der Interruptroutine ausgeführt. Die Soll- und Istwerte werden zur Zeit  $t$ , jedoch im Hauptprogramm, graphisch auf dem Display dargestellt. Die Interruptroutine sollte nämlich so kurz wie möglich gehalten werden und die graphische Darstellung würde in der Routine zuviel Zeit in Anspruch nehmen.

Der Durchflussmesser benötigt laut Datenblatt 20 *ms* zum Zurückliefern eines gemessenen Wertes. Aus der Sprungantwort in Kapitel 4.2.2 (Abbildung 4.17) kann bei den einzelnen Zeitschritten kein Vielfaches dieser Zeitspanne herausgelesen werden. Deshalb wird bei jeder Regelberechnung der Durchflussmesser mit ausgelesen. Damit werden zwar bei manchen Berechnungen derselbe Istwert verarbeitet, jedoch kann auf Veränderungen schneller reagiert werden.

Neben der graphischen Darstellung aller Messwerte wird zudem der gemessene Höchstwert des Volumenstroms als Zahlenwert auf dem Display ausgegeben, siehe Abbildung 5.6.

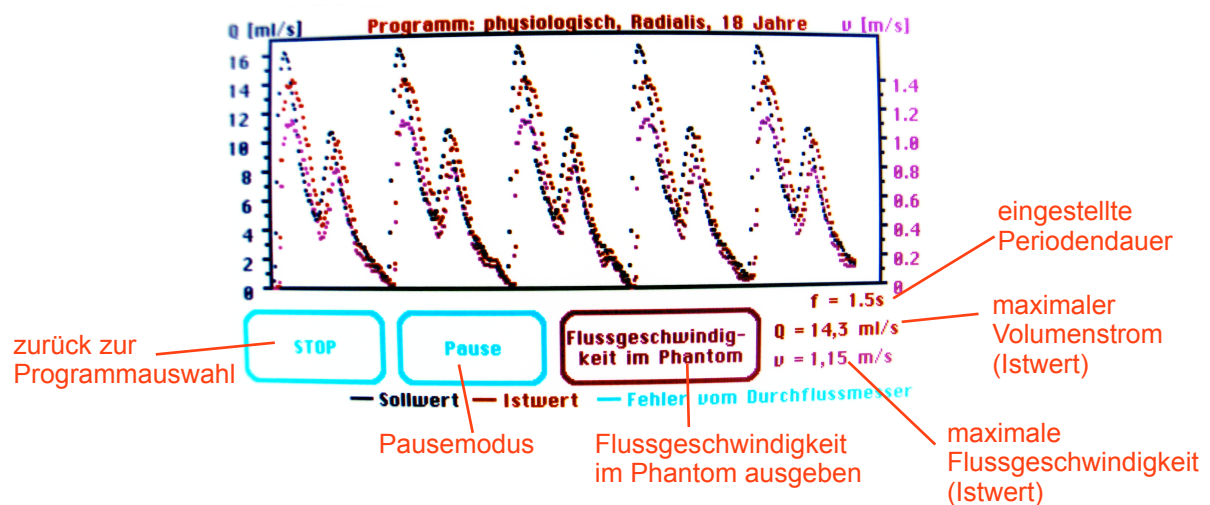


Abbildung 5.6: Displayanzeige im Programmablauf mit der gewünschten Sollwertkurve (blau), der geregelten Istwertkurve des Volumenstroms (schwarz) und der berechneten Flussgeschwindigkeit im Phantom (pink).

Aus der Graphik wird ersichtlich, dass bei einer maximalen Ansteuerung der gewünschte Flusswert des ersten Maximums nicht ganz erreicht wird. Allerdings wird eine maximale Flussgeschwindigkeit von  $1,15 \frac{m}{s}$  erzielt, die die Geschwindigkeit in natürlichen, peripher gelegenen Gefäßen

überschreitet, vergleiche Kapitel 2.1.1. Wird eine geringere, maximale Amplitude gewählt, wird der eingestellte Spitzenwert erreicht.

Das Display wird in regelmäßigen Abständen abgefragt, ob eine Taste gedrückt worden ist. Neben der Stop-Taste, die die Regelung anhält und zur Programmauswahl zurückspringt, gibt es die Möglichkeit, über die Pause-Taste die Pumpe anzuhalten und den Messbildschirm einfrieren zu lassen. Eine weitere Option ist, die Flussgeschwindigkeit im Phantom mit ausgeben zu lassen. Diese lässt sich über das Verhältnis  $v = \frac{Q}{A}$ , siehe Formel (2.5), berechnen. Die Ausgabe der Flussgeschwindigkeit kann während des Programmablaufs beliebig ein- und ausgeschaltet werden. Bei einem Querschnitt von  $4\text{ mm}$  der Messstrecke und einem angenommenen, größten Volumenstrom von  $16,4\frac{\text{ml}}{\text{s}}$  ergibt sich eine Geschwindigkeit von etwa  $1,3\frac{\text{m}}{\text{s}}$  im Phantom. Allerdings wird dabei vorausgesetzt, dass der Volumenstrom in der Messstrecke genauso groß ist wie der im Durchflussmesser gemessene Strom. Um diese Annahme zu verifizieren, wird mit einem standardisierten Ultraschall-Doppler-System das Flussprofil im Ultraschallphantom gemessen. Da allerdings der Ultraschallkopf zu breit für das verwendete Phantom ist, wurde der Fluss vor und hinter der Messstrecke gemessen, siehe Abbildung 5.7.



Abbildung 5.7: Aufbau der Vergleichsmessung vor der Messstrecke.

Zur Funktions- und Qualitätsprüfung des Systems wurde eine Vergleichsmessung mit einem Flussprofil eines 18-Jährigen in der Arteria radialis vor und hinter der Messstrecke durchgeführt, siehe Abbildung 5.8.



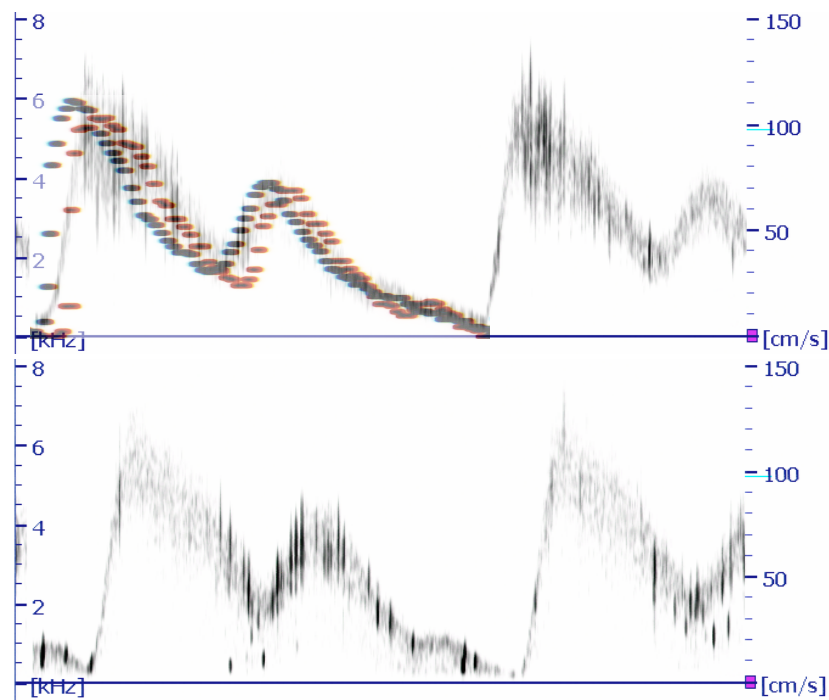


Abbildung 5.8: Flussprofil eines 18-Jährigen in der Arteria radialis, aufgenommen vor der Messstrecke (oben), mit Überlagerung der Sollwertkurve (schwarz) und geregelter Istwertkurve (rot), sowie hinter der Messstrecke (unten).

Das System wurde dabei mit der größtmöglichen Amplitude durchströmt. Aus der Graphik wird deutlich, dass die geregelte Istwertkurve vom Durchflussmesser und die Messkurve aus der Vergleichsmessung relativ genau übereinstimmen. Deshalb kann mit einer sehr hohen Wahrscheinlichkeit angenommen werden, dass in der Messstrecke auch dieses Flussprofil gemessen werden kann. Der Spitzenwert der gemessenen Flussgeschwindigkeit beträgt kurzzeitig etwa  $1,1 \frac{m}{s}$ . Dieser Wert entspricht genau dem berechneten Volumenstromwert, siehe Abbildung 5.6.



## 6 Zusammenfassung und Ausblick

Für den am DLR entwickelten Ultraschallsensor sollte zur Parametrisierung und Validierung eine Prüfumgebung in Form eines Pumpsystems geschaffen werden, in der Ultraschallphantome pulsatil perfundiert werden können. Dabei sollen verschiedene Flussprofile zuverlässig gestellt, überprüft und gegebenenfalls geregelt werden.

Dafür wurden zunächst geeignete Hardwarekomponenten für das zu entwickelnde Pumpsystem ausgewählt. Diese umfassen die Pumpe, Durchflussmesser, Reservoir, Schlauchsystem, Ultraschallphantom, schallisoliertes Gehäuse sowie die Ansteuerungs- und Bedieneinheit.

Mit der verwendeten Pumpe und der guten Dämmung des Koffers läuft das System sehr leise, wodurch ein angenehmeres Arbeitsklima entsteht. Weiterhin misst der in den Kreislauf geschaltete Durchflussmesser berührungslos die Flussgeschwindigkeit, wodurch das Flussprofil nicht beeinflusst wird. Durch die Verwendung eines Koffers ist das System portabel und kann leicht verschlossen werden. Besonders hervorzuheben ist, dass mit der Verwendung eines in den Kofferdeckel installierten Touch-Displays eine gute Visualisierung sowie eine intuitive Bedienung des Systems möglich ist.

Das System unterstützt konstante, sinusförmige sowie vier unterschiedliche, physiologische Flussprofile. Die physiologischen Flussprofile wurden aus der Literatur entnommen und können altersspezifisch für periphere und proximale Gefäßabschnitte ausgewählt werden. Die dynamischen Verläufe sind in ihrer Amplitude frei wählbar und für die Periodendauer sind jeweils drei Zeiten auswählbar. Die Amplitude der dynamischen Profile ist dabei frei wählbar und bei den Periodendauern sind jeweils drei unterschiedliche Zeiten auswählbar.

Da das Schlauchsystem dämpfende Eigenschaften besitzt, muss eine Regelung für das System ausgelegt werden. Dafür muss zuerst das Streckenverhalten des Systems identifiziert und parametrisiert und anschließend ein geeigneter Regler ausgewählt und die Parameter bestimmt werden. Als Regler wurde ein PI-Regler ausgewählt, der vor der Programmierung auf dem  $\mu\text{C}$  in Matlab/SIMULINK ausgelegt und simuliert wurde. Dieser Regler kann die gewünschte Sollwertkurve mit der gewünschten Schnelligkeit gut nachbilden. Einzig in geringen Volumenstrombereichen neigt die Istwertkurve teilweise zu geringen Schwingungen.

Zur Funktions- und Qualitätsprüfung des Systems wurde eine Vergleichsmessung mit einem stan-

dardisierten Ultraschall-Doppler-System durchgeführt. Dabei wurde der gleiche Kurvenverlauf im Ultraschallphantom bestätigt.

Bislang wird nur ein vergleichsweise einfach aufgebautes Ultraschallphantom perfundiert. Das Pumpsystem soll jedoch in Zukunft verschiedene Ultraschallphantome durchströmen können. Vor allem sollen Gewebephantome angeschlossen werden können, die geringere Gefäßdurchmesser besitzen als das bisher verwendete Phantom und somit dem natürlichen Vorbild ähnlicher sind.

Deshalb ist als nächster Schritt denkbar, dass ein bestehendes oder ein neu hergestelltes Gewebephantom einfach über die Schnellkupplungen an das Pumpsystem angeschlossen und perfundiert wird. Die Schnellkupplungen sind mit einem tropffreien Ventil ausgestattet, was das Wechseln der Phantome erleichtert.

Bei der Programmierung des Displays muss bei verschiedenen zu durchströmenden Ultraschallphantomen die Option gegeben sein, den Gefäßdurchmesser der Messstrecke einzugeben, um die richtige Flussgeschwindigkeit im Phantom berechnen zu können. Zudem muss evaluiert werden, ob für jedes Gewebephantom, das unterschiedliche Schlauchlängen sowie -durchmesser besitzt, die Regelung neu ausgelegt werden muss.

Darüber hinaus kann die graphische Echtzeitdarstellung der Kurvenverläufe bei der Auswahl des Flussprofils optimiert werden. Durch die Berechnung der Stützstellen sowie deren graphischen Ausgabe werden manchmal die Touch-Tastendrücke nicht richtig registriert. Dies bedeutet, dass beispielsweise beim Drücken des Start-Buttons das Programm nicht gestartet wird, sondern das Display im Auswahlfenster verbleibt.

Zudem sollten in den Look-up Tabellen anstatt der PWM-Werte die Volumenstromwerte hinterlegt werden, um eine Verzerrung des gewünschten Kurvenverlaufs durch die nichtlineare Umrechnung zu vermeiden.

Bei jeder weiteren Programmieraufgabe sollte dabei auf die Speicherkapazität des  $\mu\text{C}$  geachtet werden, da der Speicherplatz des ATMEGA64 bereits relativ voll ist. Dabei kann der Programmcode entweder auf den pinkompatiblen ATMEGA128 mit einem größeren Flash von 128 kByte übertragen und angepasst oder der Programmablauf optimiert werden.

# Literaturverzeichnis

- [1] **Kübler, B. (2009):** *Biomedizinische Technik III - Medizinische Gerätetechnik*. Vorlesungsskript, Universität Stuttgart, 2009.
- [2] **Wintermantel, E., Ha, S. (2009):** *Medizintechnik: Life Science Engineering. Interdisziplinarität, Biokompatibilität, Technologien, Implantate, Diagnostik, Werkstoffe, Zertifizierung, Business*. 5. Aufl., Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, 2009. - ISBN 978-3540939351.
- [3] **Ortmaier, T. (2003):** *Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 234, VDI Verlag, Düsseldorf, 2003. - ISBN 3-18-323417-3.
- [4] **Rosenthal, J., Kolloch, R. (2004):** *Arterielle Hypertonie*. 5. Aufl., Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, 2004. - ISBN 9783540429319.
- [5] **Schmidt, R. F., Lang, F. (2007):** *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*. 30. Aufl., Springer Medizin Verlag. Heidelberg, 2007. - ISBN 978-3-540-32908-4.
- [6] **Elter, P. (2001):** *Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung*. Diss., Universität Fridericiana, Karlsruhe, 2001.
- [7] **Renz-Polster, H., et. al. (2004):** *Basislehrbuch Innere Medizin*. 3. Auflage, Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH. München, 2004. - ISBN 978-3437444609.
- [8] **Lutz, H., Wendt, W. (2010):** *Taschenbuch der Regelungstechnik mit MATLAB und SIMULINK*. 8. Aufl., Verlag Harri Deutsch. Frankfurt am Main, 2010. - ISBN 978-3-8171-1859-5.
- [9] **Mann, H., et. al. (2009):** *Einführung in die Regelungstechnik. Analoge und digitale Regelung, Fuzzy-Regler, Regler-Realisierung, Software*. 11. Aufl., Carl Hanser Verlag, München, 2009. - ISBN 978-3-446-41765-6.
- [10] **Unbehauen, H. (2005):** *Regelungstechnik I. Klassische Verfahren zur Analyse und Synthese linearer kontinuierlicher Regelsysteme, Fuzzy-Regelsysteme*. 13. Aufl., Friedr. Vieweg & Sohn Verlag/ GWF Fachverlage GmbH, Wiesbaden, 2005. - ISBN 3-528-21332-9.
- [11] **Sturm, M. (2000):** *Neuronale Netze zur Modellbildung in der Regelungstechnik*. Diss., Technische Universität München, 2000.

- [12] **Samson AG:** *Begriffe und Symbole der Regelungstechnik*. In: <http://www.samson.de>. URL: [http://www.samson.de/pdf\\_de/l101de.pdf](http://www.samson.de/pdf_de/l101de.pdf) (letzter Abruf am 09.02.2011)
- [13] **Birkhold, A. (2007):** *Entwicklung eines Ultraschall-Doppler-Prüfstandes*. Studienarbeit, IBMT Universität Stuttgart, 2007.
- [14] **Schaarschmidt, U. (1994):** *Phantom zur Kalibrierung von Ultraschall-Doppler-Diagnosegeräten und zur Simulation physiologischer Eigenschaften in der hämodynamischen Diagnostik*. Diss., Universität der Bundeswehr Hamburg, 1994.
- [15] **Adunka, F. (1999):** *Handbuch der Wärmeverbrauchsmessung. Grundlagen, Methoden, Probleme*. 3. Aufl., Vulkan Verlag, Essen, 1999. - ISBN 3-8027-2373-2.
- [16] **CIRS Inc (2010):** *Blood Mimicking Fluid*. In: <http://www.cirsinc.com>. URL: <http://cirsinc.com/pdfs/046cp.pdf> (letzter Abruf am 01.03.2011)
- [17] **Atmel Corporation (2010):** *8-bit AVR Microcontroller with 64K Bytes In-System Programmable Flash*. In: <http://www.atmel.com>. URL: [http://www.atmel.com/dyn/resources/prod\\_documents/doc2490.pdf](http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc2490.pdf) (letzter Abruf am 08.04.2011)
- [18] **Weber, T. (2010):** *Grundlagen: Zentraler Blutdruck, Pulswellenreflexion, Pulswellengeschwindigkeit*. Journal für Hypertonie, 14. Jahrgang, 2010.
- [19] **Schwarz, A.: AVR-Tutorial**. In: <http://www.mikrocontroller.net/>. URL: <http://www.mikrocontroller.net/articles/AVR-Tutorial> (letzter Abruf am 12.05.2011)
- [20] **Schwarz, A.: AVR-GCC-Tutorial**. In: <http://www.mikrocontroller.net/>. URL: <http://www.mikrocontroller.net/articles/AVR-GCC-Tutorial> (letzter Abruf am 12.05.2011)
- [21] **Brall, F. (2010):** *Regelungstechnik*. In: <http://www.rn-wissen.de>. Stand: 25.08.2010. URL: <http://www.rn-wissen.de/index.php/Regelungstechnik> (letzter Abruf am 12.05.2011)
- [22] **Tsai, W., et. al. (2010):** *Flow pumping system for physiological waveforms*. Medical and Biological Engineering and Computing, Volume 48, Number 2, 2010.

# Anhang A

## Verwendete Hardwarekomponenten

### Pumpe

**12V Elektro-Zahnradpumpe (No.0190) der Firma Kavan**

erhältlich bei Conrad Electronic ([www.conrad.de](http://www.conrad.de))

**Zahnradpumpe PU-11 12V/1A 1,7bar mit Halterung HA-8 der Firma Barth**

erhältlich bei Apendics ([www.apendics.de](http://www.apendics.de))

### Durchflussmesser

Ultraschall-Durchflussmesser Sonoflow IL.51 der Firma Sonotec

erhältlich bei Sonotec ([www.sonotec.de](http://www.sonotec.de))

### Reservoir

Kunstflugtank 415 ml der Firma Graupner

erhältlich bei Conrad Electronic ([www.conrad.de](http://www.conrad.de))

### Schlauchsystem

alle Schläuche erhältlich bei Novodirect ([www.novodirect.de](http://www.novodirect.de))

#### **Verbinderschläuche im System:**

Silikon Platinum Schlauch der Firma Fisherbrand

Schlauch mit  $d_i = 4mm$ ,  $d_a = 5,6mm$

Artikel-Nr.: 71566

#### **Schläuche im Ultraschallphantom:**

C-Flex Schläuche der Firma St Gobain Performance Plastics

C-Flex Schlauch mit  $d_i = 1,6mm$ ,  $d_a = 3,2mm$

Artikel-Nr.: 71197

C-Flex Schlauch mit  $d_i = 2,4mm$ ,  $d_a = 4,0mm$

Artikel-Nr.: 71198

C-Flex Schlauch mit  $d_i = 3,2mm$ ,  $d_a = 6,4mm$

Artikel-Nr.: 71200

## **Schlauchverbinder**

Schnellkupplung mit Absperrventil der Firma Cole Parmer

Stecker zur Schalttafelmontage (Delrin) und Kupplung mit  $d_i = 4,8\text{ mm}$

erhältlich bei Novodirect ([www.novodirect.de](http://www.novodirect.de))

Artikel-Nr. Stecker: 96070

Artikel-Nr. Kupplung: 40825

## **Blutsimulierende Flüssigkeit**

Concentrated Doppler fluid for flow Doppler phantoms der Firma Dansk Fantom Service

erhältlich bei Dansk Fantom Service ([www.fantom.dk](http://www.fantom.dk))

## **Gehäuse**

Aluminiumkoffer Alu-Case K 410 der Firma Zarges

Innengröße: Länge: 360 mm, Breite: 300 mm, Höhe: 140 mm, Fassungsvermögen: 15 Liter

Bestell-Nr.: 40765

## **Dämmmaterial**

### **Sinuslive Kfz-Bitumenmatte**

Größe: Länge: 500 mm, Breite: 200 mm, Dicke: 2,6 mm

erhältlich bei Conrad Electronic ([www.conrad.de](http://www.conrad.de))

Bestell-Nr.: 854676

### **Akustiknoppenschaum 3 Stück**

Größe: Länge: 900 mm, Breite: 400 mm, Dicke: 20 mm

erhältlich bei Conrad Electronic ([www.conrad.de](http://www.conrad.de))

Bestell-Nr.: 371011

## **Gummistandfüße**

### **Threaded Stoßdämpfer M4**

Größe: Durchmesser: 0,5 mm, Stoßschutzhöhe: 5,1 mm

erhältlich bei RS Components ([www.rs-online.com](http://www.rs-online.com))

Artikel-Nr.: 455-435

### **Schwingungsdämpfer Typ 9**

Größe: Höhe: 17,5 mm, Breite: ca. 10 mm, Tiefe: 12,5 mm

erhältlich bei RS Components ([www.rs-online.com](http://www.rs-online.com))

Artikel-Nr.: 367-8555

### **Graphikdisplay**

#### **EA eDIPTFT43-A**

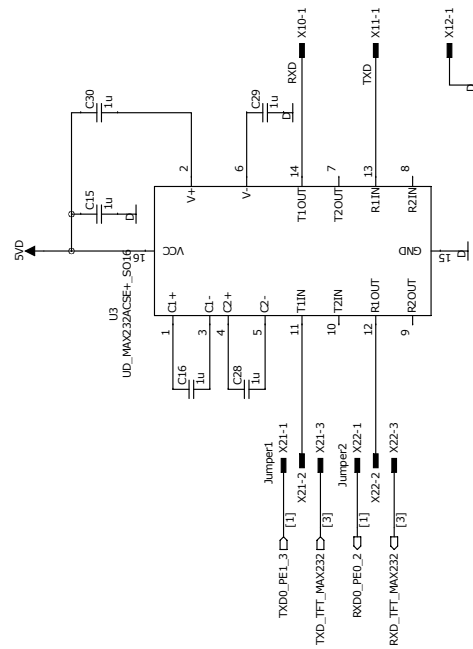
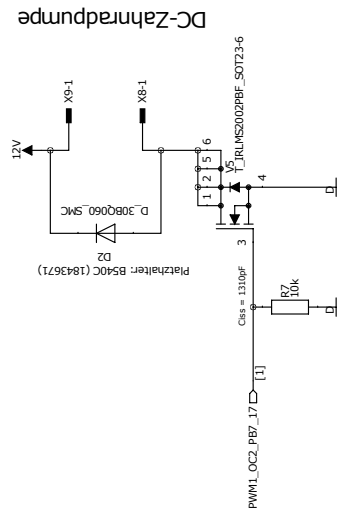
erhältlich bei Electronic Assembly ([www.lcd-module.de](http://www.lcd-module.de))


# **Anhang B**

## **Schaltplan des Pumpsystems**







<b>DRAWN:</b> Bärenweiller	<b>DATED:</b> ??.??, 2009	<b>COMPANY:</b>  <b>DLR</b> <b>RM</b> Abt.: Robotersysteme	
<b>CHECKED:</b> ???	<b>DATED:</b>	<b>TITLE:</b> Pumpsystem	
		<b>SIZE:</b> A3	<b>REV:</b> 0
		<b>SHEET</b> 2	<b>OF</b> 4



